

UNTERSUCHUNGEN ZUR
RELIABILITÄT UND VALIDITÄT
DER GLEICHGEWICHTSANALYSE
MITTELS ULTRASCHALLTOPOMETRISCHER
CRANIO-CORPO-GRAPHIE (zebris®)

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae (Dr. med.)

**vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

von Tom Vogel

geboren am 19. 04. 1982 in Lichtenstein (Sachsen)

Gutachter

- 1. Prof. Dr. med. U. C. Smolenski (Jena)**
- 2. Prof. Dr. med. H. Gudziol (Jena)**
- 3. Prof. Dr. med. C. Gutenbrunner (Hannover)**

Tag der öffentlichen Verteidigung: 03.09.2007

*„Das Größte und Schönste dem Zufall zuzuschreiben,
wäre gar zu leichtfertig.“*

Aristoteles

Meinen Eltern Anita und Jürgen Vogel.

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Abkürzungsverzeichnis	3
Tabellen- und Abbildungsverzeichnis	4
Zusammenfassung	7
1. Einleitung	9
2. Theoretische Grundlagen	10
2. 1. Das Gleichgewicht	10
2. 1. 1. Anatomie des Vestibularorganes	11
2. 1. 2. Physiologie des Vestibularsystems	13
2. 1. 3. Zentrale Verarbeitung und Integration	15
2. 1. 4. Vestibuläre Reflexe	18
2. 1. 5. Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsregulation	19
2. 2. Verfahren der Gleichgewichtsanalyse	20
2. 2. 1. Klinische Verfahren	20
2. 2. 1. 1. Romberg-Stehversuch	21
2. 2. 1. 2. Unterberger-Tretversuch	22
2. 2. 2. Cranio-Corpo-Graphie (CCG)	23
2. 2. 2. 1. Konventionelle CCG	23
2. 2. 2. 2. Ultraschalltopometrische CCG (zebris®)	25
2. 2. 3. Weitere Verfahren	27
3. Fragestellung	28
4. Material und Methode	29
4. 1. Probanden	29
4. 1. 1. Einschlusskriterien	29
4. 1. 2. Zusammensetzung der Probandengruppe	30

4. 2.	Versuchsbeschreibung	30
4. 2. 1.	Messplatz	31
4. 2. 2.	Versuchsdurchführung	33
4. 3.	Statistische Auswertung	37
5.	Ergebnisse	38
5. 1.	Ergebnisse der vestibulospinalen Tests	39
5. 1. 1.	Ergebnisse der Ultraschalltopometrie	39
5. 1. 1. 1.	Romberg-Stehversuch	39
5. 1. 1. 2.	Unterberger-Tretversuch	40
5. 1. 2.	Ergebnisse der klinischen Beurteilung	43
5. 1. 2. 1.	Romberg-Stehversuch	43
5. 1. 2. 2.	Unterberger-Tretversuch	43
5. 2.	Reliabilität	44
5. 2. 1.	Reliabilität der Ultraschalltopometrie	44
5. 2. 1. 1.	Romberg-Stehversuch	44
5. 2. 1. 2.	Unterberger-Tretversuch	49
5. 2. 2.	Reliabilität der klinischen Beurteilung	53
5. 2. 2. 1.	Intrasession-Reliabilität	53
5. 2. 2. 2.	Intersession-Reliabilität	54
5. 3.	Validität der Ultraschalltopometrie	56
6.	Diskussion und Ausblick	58
7.	Schlussfolgerungen	81
8.	Literatur- und Quellenverzeichnis	82
9.	Anhang	
	Lebenslauf	
	Ehrenwörtliche Erklärung	
	Danksagung	

Abkürzungsverzeichnis

Abb	Abbildung
angle dev	Winkelabweichung (angle deviation)
CCG	Cranio-Corpo-Graphie
cm	Zentimeter
cm ²	Quadratzentimeter
deg	degree (Grad)
EK	Einschlusskriterien
head area	Stirnbestreichungsfläche
ICC	Intraclass-Korrelationskoeffizient
kli	klinische Beurteilung
lat sway	lateral sway (Seitschwankung)
long sway	Längsschwankung
long dev	long deviation (Längsabweichung)
m	Meter
min	Minute
MW	Mittelwert
R	Romberg-Stehversuch
SD	Standardabweichung
self spin	Eigenrotation
steps	Schrittzahl
Tab	Tabelle
U	Unterberger-Tretversuch
zeb	zebris®-Messung
♂	männlich (m)
♀	weiblich (w)

Tabellen- und Abbildungsverzeichnis

	Seite
Tabellen	
Tabelle 1 : Altersverteilung der Probanden	30
Tabelle 2 : Kategorien der Merkmalsausprägung der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch	37
Tabelle 3 : Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 30	39
Tabelle 4 : Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 2 x 15	39
Tabelle 5 : Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 30	40
Tabelle 6 : Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 2 x 15	40
Tabelle 7 : Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchungen I und II, n = 30	41
Tabelle 8 : Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 2 x 15	42
Tabelle 9 : Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 2 x 15	42
Tabelle 10 : Ergebnisse der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch, n = 30	43
Tabelle 11 : Ergebnisse der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch, n = 2 x 15	44
Tabelle 12 : Romberg-Stehversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	45
Tabelle 13 : Romberg-Stehversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15	46
Tabelle 14 : Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	46
Tabelle 15 : Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15	48
Tabelle 16 : Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	49

Tabelle 17	:	Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15	50
Tabelle 18	:	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	51
Tabelle 19	:	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15	52
Tabelle 20	:	Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30	53
Tabelle 21	:	Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15	54
Tabelle 22	:	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30	54
Tabelle 23	:	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15	55
Tabelle 24	:	Unterberger-Tretversuch, Validität der Ultraschalltopometrie (zebris®)	57

Abbildungen

Abbildung 1	:	Das Labyrinth des Innenohrs im Schema	12
Abbildung 2	:	Bogengang mit Cupula und Haarzellen im Schema	14
Abbildung 3	:	Beziehungen der Nuclei vestibulares	17
Abbildung 4	:	Prinzip der CCG	24
Abbildung 5	:	Schematische Entwicklung der Cranio-Corpo-Graphie-Parameter	26
Abbildung 6 a:		Markierung der Grundfläche	32
Abbildung 6 b:		Messplatz	32
Abbildung 7	:	Position der Marker	33
Abbildung 8 a:		Datenausgabe des zebris®-Systems, Romberg-Stehversuch	34
Abbildung 8 b:		Proband beim Romberg-Stehversuch	34

Abbildung 9 a:	Datenausgabe des zebris®-Systems, Unterberger-Tretversuch	35
Abbildung 9 b:	Proband beim Unterberger-Tretversuch	35
Abbildung 10 :	Ablauf der Testreihe	35
Abbildung 11 :	Romberg-Stehversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	45
Abbildung 12 :	Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	47
Abbildung 13 :	Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität der 1. Messung, zebris®, n = 2 x 15	48
Abbildung 14 :	Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	50
Abbildung 15 :	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30	52
Abbildung 16 :	Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30	53
Abbildung 17 :	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30	55
Abbildung 18 :	Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15	56
Abbildung 19 :	Unterberger-Tretversuch, Untersuchung I, Korrelation zwischen klinischer Beurteilung und Ultraschalltopometrie für den Parameter long dev	57

Zusammenfassung

Die 1968 von Claussen entwickelte Cranio-Corpo-Graphie (CCG) ist ein in der Literatur wenig beschriebenes Verfahren zur Gleichgewichtsanalyse. Die Firma zebris® hat ein ultraschalltopometrisches Cranio-Corpo-Graphie-System entwickelt. Die Studie untersucht Intrasession- und Intersession-Reliabilität sowie Validität dieses Messverfahrens vergleichend zur etablierten klinischen Beurteilung vestibulospinaler Tests. Die vorliegende Arbeit soll wichtige Grundlagen und Hinweise für den Einsatz des Verfahrens erbringen.

Es werden 30 gesunde Probanden, 15 männlich und 15 weiblich, im Alter von 22 bis 31 Jahren untersucht. Vor Beginn der Messreihe werden sie auf Erfüllung definierter Einschlusskriterien untersucht. Es werden jeweils Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch mittels Ultraschalltopometrie ausgewertet und parallel dazu die Beurteilung dieser vestibulospinalen Tests nach klinischen Kriterien durchgeführt. Die Untersuchungen erfolgen an jeweils zwei Untersuchungstagen im Abstand von 1 Woche. Wobei Steh- und Tretversuch an jedem Tag je dreimal durchgeführt werden. Die Testdurchführung erfolgt unter standardisierten Bedingungen.

Zur Reliabilitätsanalyse werden die Intraclass-Korrelationskoeffizienten bestimmt. Dabei erfolgt eine Betrachtung der CCG-Messparameter Längsabweichung (long deviation), Seitschwankung (lateral sway), Winkelabweichung (angle deviation), Eigenrotation (self spin) und Schrittzahl (steps) für den Unterberger-Tretversuch. Für den Romberg-Stehversuch werden die Messparameter Längsschwankung (long sway), Seitschwankung (lateral sway) sowie Stirnfläche (head area) betrachtet. Die klinische Beurteilung des Romberg-Stehversuches bewertet die Fallneigung des Probanden, beim Unterberger-Tretversuch werden Längsabweichung und Eigenrotation beurteilt. Die Beurteilung der Validität erfolgt anhand eines Rangkorrelationskoeffizienten (Spearman-Rho).

Für das zebris®-Messverfahren findet sich bei der Analyse des Romberg-Stehversuches zufrieden stellende bis hohe Intrasession-Reliabilität (ICC: 0,73–0,9). Die Intersession-Reliabilität variiert innerhalb der drei Messungen. Es zeigt sich zufrieden stellende Intersession-Reliabilität für die erste Messung (ICC: 0,68–0,82), nicht ausreichende Intersession-Reliabilität der zweiten Messung (ICC: 0,23–0,36) und wieder bessere für die dritte Messung (ICC: 0,35–0,67). Es zeigt sich für alle drei untersuchten Messungen deutlich bessere Intersession-

Reliabilität in der weiblichen Probandengruppe. Es können keine signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschiede der Messwerte festgestellt werden.

Die Analyse des Unterberger-Tretversuches erbringt, mit Ausnahme des Parameters Winkelabweichung am ersten Untersuchungstag (ICC: -0,23), ausreichende bis hohe Intrasession-Reliabilität aller untersuchten Messparameter (ICC: 0,47–0,88). Dies ergibt sich in gleicher Weise bei isolierter Betrachtung beider Geschlechter. Die beste Intersession-Reliabilität, mit zufrieden stellend zu bewerten (ICC: 0,65–0,83), findet sich für die zweite der drei Messungen. Die erste Messung zeigt nicht ausreichende Intersession-Reliabilität (ICC: -0,51–0,48), die dritte Messung ausreichende bis zufrieden stellende (ICC: 0,49–0,78). Es finden sich keine geschlechtsspezifischen Differenzen. Die klinische Beurteilung des Unterberger-Tretversuches weist ebenfalls ausreichende bis zufrieden stellende Intrasession-Reliabilität auf (ICC: 0,58–0,86). Bezüglich der Intersession-Reliabilität erweist sie sich für die dritte Messung als zufrieden stellend (ICC: 0,66–0,75), für die erste und zweite Messung als insgesamt nicht ausreichend (ICC: 0,24–0,67). Die klinische Beurteilung des Romberg-Stehversuches präsentiert sich als zu gering differenziert, um das zebris®-Verfahren daran, bezüglich Validität, zu beurteilen. Für den Unterberger-Tretversuch zeigt sich, für die vergleichbaren Parameter Längsabweichung und Eigenrotation, hohe Korrelation der Ergebnisse (Spearman-Rho: 0,84–0,87). Die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie stellt ein reliables und valides Verfahren zur Analyse der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit dar.

Das nichtinvasive Verfahren ist schnell und einfach anwendbar. Dabei sollte Folgendes beachtet werden: Beim Romberg-Stehversuch muss der ersten durchgeführten Messung die größte Beachtung zukommen. Ein Unterschied der Zuverlässigkeit der Messergebnisse zwischen Männern und Frauen sollte bedacht werden. Beim Unterberger-Tretversuch kommt der zweiten Messung die größte Bedeutung zu. Gegenüber der klinischen Beurteilung vestibulospinaler Tests zeigt sich das zebris®-Verfahren vor allem durch die Erfassung objektiver, genau quantifizierbarer und somit gut vergleichbarer Ergebnisse als vorteilhaft. Gegenüber anderen Verfahren der Gleichgewichtsanalyse erweitern sich Aussagefähigkeit und Einsatzmöglichkeit der Cranio-Corpo-Graphie vor allem durch die quantitative Aufzeichnung der Bewegung des Kopfes gegenüber dem Rumpf. Damit bieten sich vielfältige Anwendungsmöglichkeiten für das Verfahren.

1. Einleitung

Die Voraussetzungen und Anforderungen an die Leistungsfähigkeit des Individuums repräsentieren sich in Bezug auf die vielfältigen Möglichkeiten der Lebensgestaltung als äußerst breit gefächert. Die Anforderungen an einen Gewichtheber, einen Uhrmacher oder einen Büroangestellten divergieren nicht nur in Bezug auf Kraft, Ausdauer, Feingefühl oder visuelle Fähigkeiten. Sie benötigen zur Umsetzung ihrer Ziele vollkommen andere Grundvoraussetzungen.

Von entscheidender Bedeutung in nahezu allen Lebensbereichen sind jedoch, nicht nur bei der Ausübung spezifischer Tätigkeiten, sondern vor allem auch zur Bewältigung der Anforderungen des alltäglichen Lebens, Gleichgewichts- und Koordinationsvermögen. Sie stellen nicht nur eine unbedingte Notwendigkeit für einen sicheren Stand und Gang dar, sondern sind ebenso entscheidend für jede gerichtete Bewegung. Störungen des Gleichgewichtes erschweren nicht nur die Orientierung und Bewegung in der Umwelt, sondern beeinflussen auch vegetative Funktionen. So finden sich nicht selten Begleiterscheinungen wie Schweißausbruch, Nausea oder Erbrechen.

Störungen des Gleichgewichtes können sich qualitativ different äußern. So kommt es neben dem Auftreten gerichteter Sensationen wie Drehen, Lateropulsion, Karussell- oder Liftgefühl auch zu Schwanken, Taumeln, Betrunkenheits- oder Schwächegefühl sowie Schwarzwerden vor Augen und auditiven Symptomen (Mumenthaler, 2002). Die Ursachen für Störungen des Gleichgewichtes sind äußerst vielgestaltig.

In den Jahren 1994 bis 1999 stieg die Zahl der vollstationär behandelten Patienten mit Schwindel-Syndrom und sonstigen Affektionen des Vestibularapparates in Deutschland von 26.879 auf 35.384. Die Diagnosen Schwindel und Taumel (ICD 10: R 42) sowie Störungen der Vestibularisfunktion (ICD 10: H 81) rangieren in Deutschland bei den am häufigsten gestellten Diagnosen in der nervenärztlichen Praxis der Jahre 2002 bis 2004 zwischen Rang 14 und 28. Dies entspricht Anteilen von 2,3 bis 3,9 Prozent aller in diesem Bereich gestellten Diagnosen (Quelle: statistisches Bundesamt).

Die Regulation des Gleichgewichtes erfolgt über verschiedene Systeme. Die Beurteilung der Gleichgewichtsregulation gestaltet sich dahingehend schwierig, dass nur das Gleichgewichtsverhalten als sichtbarer Ausdruck der Prozesse der Gleichgewichtsregulation messtechnisch erfassbar ist. Ein direkter Zugriff auf interne regulatorische Prozesse ist nicht möglich (Harig, 1998). Somit gibt es keine

eindeutige anamnestische Diagnostik (Moehnle, 1995). Eine objektive und quantitative Möglichkeit der Erfassung der vestibulären Funktion stellt die Cranio-Corpo-Graphie (CCG) dar (Claussen, 1992).

Die vorliegende Studie untersucht die, von der Firma zebris® entwickelte, ultraschalltopometrische Variante der CCG vergleichend mit klinischen Verfahren der Gleichgewichtsanalyse. Derzeit liegen kaum veröffentlichte Studien zur Gleichgewichtsanalyse mittels CCG vor (so auch Blei, 2002). Die Studie soll somit als hinweisende Grundlage für den Einsatz dieses Analyseverfahrens sowie als Grundlage für nachfolgende Arbeiten, beispielsweise im Rahmen neurologischer oder rehabilitativer Fragestellungen, dienen.

2. Theoretische Grundlagen

2. 1. Das Gleichgewicht

Die Erlangung des aufrechten Ganges als Voraussetzung für die Entfaltung des manuellen und geistigen Potentials des Menschen ist nicht nur an zahlreiche Konstruktionsveränderungen im Körperbau, sondern auch an ein funktionsfähiges System der Gleichgewichtsregulation und Koordination gebunden. Das Zusammenspiel verschiedener gleichgewichtserhaltender Stationen als Voraussetzung für die Belastbarkeit dieses Systems (Stoll, 1998) spiegelt sich nicht zuletzt auch beispielhaft in der Kunst wider. So zeigen die Darstellungen von Justitia, welche mit verbundenen Augen die Waage ausbalanciert, den Einfluss visueller Reize. Die angespannten Muskeln in Darstellungen des Atlas, welcher die Welt auf seinen Schultern im Gleichgewicht hält, weisen auf die motorische Komponente der Gleichgewichtsregulation hin. Trotz dieser scheinbar schon lange bekannten Zusammenhänge hat die Neurootologie neben physiologischen Arbeiten der letzten einhundert Jahre erst in den letzten zwanzig Jahren im Zusammenhang mit der Raumfahrt neuere Erkenntnisse gewonnen, so Moehnle (1995). Im folgenden Abschnitt werden nun anatomische Gegebenheiten und physiologische Grundlagen zum Verständnis dieses komplexen Systems näher erläutert.

2. 1. 1. Anatomie des Vestibularorganes

Aufbau und Funktionsweise des vestibulären Systems bedingen einander gegenseitig und sollten zusammenhängend betrachtet werden. Zum Verständnis dieses multimodalen Systems ist aber die Kenntnis der Anatomie unbedingte Voraussetzung.

Das Sinnesorgan für die Lage- und Bewegungswahrnehmung ist beidseits Bestandteil des Ohres, welches in äußeres Ohr, Mittelohr und Innenohr gegliedert werden kann. Das Innenohr enthält zwei miteinander in Verbindung stehende Anteile. Zum einen die für die Hörwahrnehmung zuständige Schnecke (Cochlea) und zum anderen das Vestibularorgan für die Gleichgewichtswahrnehmung (siehe Abb. 1). Das Innenohr ist als flüssigkeitsgefülltes Hohlraum- und Gangsystem (Labyrinth) aufgebaut. Es setzt sich aus knöchernem und membranösem Labyrinth zusammen. Das komplexere Gebilde des membranösen Labyrinthes befindet sich im gröber gestalteten knöchernen Labyrinth. Den Aufbau des Labyrinthes zeigt Abbildung 1. Dieses Hohlraumssystem ist mit zwei wasserklaren Flüssigkeiten gefüllt. Im membranösen Labyrinth findet sich Endolymphe, zwischen membranösem und knöchernem Anteil Perilymphe. Sie weisen eine grundlegend verschiedene chemische Zusammensetzung, vor allem hinsichtlich der Elektronenkonzentration, auf. Dabei wird die Perilymphe als Derivat des Liquor cerebrospinalis verstanden wobei jedoch ein Teil der Perilymphe auch direkt aus Blutgefäßen im Innenohr filtriert wird. Die Endolymphe ist wahrscheinlich ausschließlich ein Filtrat vaskulärer Strukturen des membranösen Labyrinthes.

Trotz des anatomischen Zusammenhangs muss man in diesem Gangsystem zwei funktionell vollkommen differente Anteile unterscheiden. Auf den kochleären Anteil zur Hörwahrnehmung wird nicht näher eingegangen. Der vestibuläre Anteil zur Lage- und Bewegungswahrnehmung setzt sich aus zwei kleinen Säckchen (Sacculus und Utriculus) und drei, sich daran anschließenden, Bogengängen (Ductus semicirculares) zusammen. Sacculus und Utriculus registrieren lineare Beschleunigungen des Körpers wie auf und ab, vor und zurück und rechts und links, einschließlich Gravitation. Sie enthalten die, in senkrecht zueinander stehenden Raumebenen angeordneten, Macula sacculi (vertikal ausgerichtet) und Macula utriculi (horizontal ausgerichtet). (Trepel, 1999) Beide zeigen einen gleichartigen Aufbau (siehe Abb. 1). Sie bestehen aus Stützzellen, Haarzellen vom Typ I und Haarzellen vom Typ II. Haarzellen sind durch ein System mikrovillöser Stereozilien auf ihrer apikalen Oberfläche charakterisiert. Haarzellen vom Typ I

sind von einem Netzwerk afferenter und efferenter Nervenendigungen umgebene, polygonale Zellen. Bei Haarzellen vom Typ II handelt es sich um zylindrische Zellen mit basalen Synapsen für afferente und efferente Nervenendigungen. Diese Haarzellen besitzen neben den orgelpfeifenähnlich, mehrreihig angeordneten Stereozilien ein singuläres Kinozilium. Stereozilien und Kinozilium ragen in eine gelatinöse Plaque (Statholithenmembran, Otholithenmembran). Diese enthält kleine Partikel, die sich aus Protein und Kalziumkarbonat zusammensetzen, die Statholithen (Otholithen, Statokonien). Es besteht ein ständiger Kontakt zwischen den Haarzellen und dieser gallertartigen Masse.

Die drei nahezu kreisförmigen Bogengänge jeder Seite sind rechtwinklig zueinander angeordnet. Sie stehen mit dem Utriculus in Verbindung und weisen ampullenförmige Erweiterungen auf, in welchen sich die Sinneszellen, die Haarzellen, befinden. Die stereo- und kinozilientragenden Haarzellen vom Typ I und II bilden zusammen mit Stützzellen die fingerartige Crista ampullaris (siehe Abb. 1). Die Zilien ragen in eine gelatinöse Masse, die Cupula. Sie enthält im Gegensatz zu den Makulaorganen keine Statolithen. (Stevens, 1997)

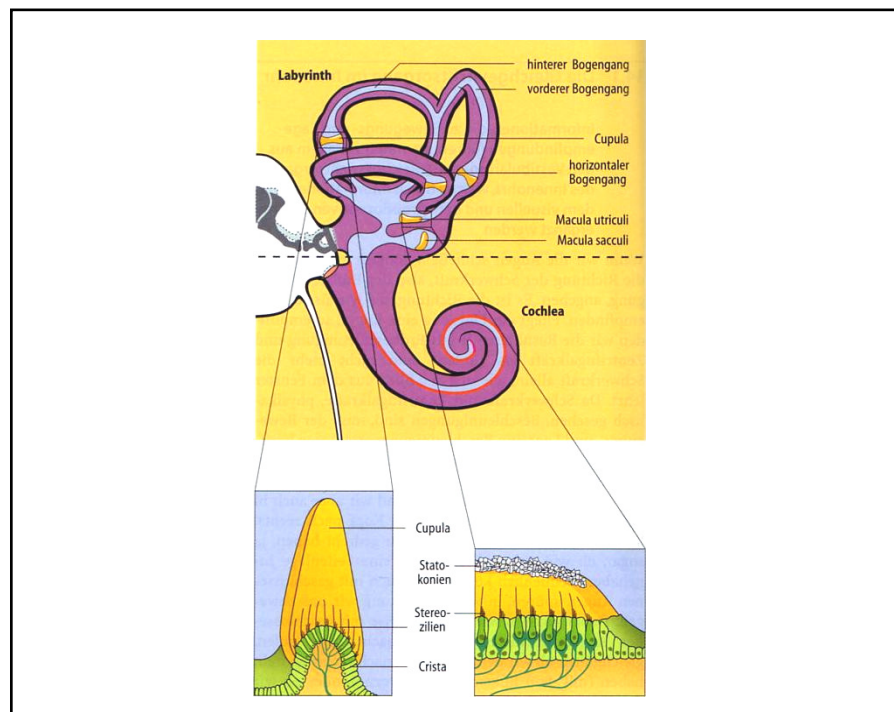


Abb. 1: Das Labyrinth des Innenohrs im Schema;
entnommen aus Schmidt, Thews, Lang: Physiologie des Menschen, 2000

Der Sacculus hat über den Ductus reuniens Verbindung mit dem Ductus cochlearis und damit zum kochleären Labyrinthanteil. Der Ductus endolymphaticus geht ebenfalls vom Sacculus aus und endet als Saccus endolymphaticus blind unter der Dura der Schädelbasis.

2. 1. 2. Physiologie des Vestibularsystems

Der Gleichgewichtssinn beruht auf Beschleunigungsmessung. Adäquater Reiz für das Vestibularorgan ist eine Deflektion der Stereozilien der Haarzellen. Die Haarzellen übersetzen diesen mechanischen Reiz in chemische und elektrische Signale, wobei sie als sekundäre Sinneszellen keine eigenen Nervenfortsätze aufweisen. Dadurch werden die afferenten Fasern der Gleichgewichtsnerven (Nn. vestibulares) erregt und somit die Gleichgewichtswahrnehmung einer zentralen Verarbeitung zugänglich gemacht. Während dieses Transduktionsvorganges ändern die Haarzellen ihr Membranpotential.

Hier wird die Bedeutung der Zusammensetzung der Endolymphe deutlich, welche durch eine hohe Kalium- und eine niedrige Natriumkonzentration charakterisiert ist. Vestibuläre Haarzellen besitzen eine hohe Spontanaktivität. Dies gewährleistet, durch ständigen Informationsfluss zum Gehirn und entsprechende Weiterleitung, einen ausgeglichenen Muskeltonus (Moehnle, 1995). Somit wird das Aufrechterhalten der Körperlage und eine adäquate motorische Reaktion auf Auslenkungen aus dieser ermöglicht.

Beschleunigungsreize vermindern oder erhöhen die Entladungsrate im Nervus vestibularis und bestimmen somit den Informationsfluss zur zentralen Verarbeitung. Entscheidend für das Entladungsverhalten ist die Richtung der Auslenkung der Stereozilien in Bezug auf das Kinozilium. Die Makulaorgane messen Translationsbeschleunigungen. Die Otolithenmembran, weist aufgrund eingelagerter Statolithen, eine höhere spezifische Dichte als die Endolymphe auf. Bei linearen Beschleunigungen des Körpers bleibt die Statolithenmembran, trägheitsbedingt, zurück und es kommt dadurch zu einer Abscherung der Stereozilien, was zu einer Änderung der Entladungsfrequenz im Nerv führt. Aufgrund der Anordnung der Makulaorgane bewirkt die Schwerkraft, bei aufrechtem Stand, eine Reizung der nahezu senkrechten Macula sacculi, die in dieser Position ungefähr waagerechte Macula utriculi erfährt keine adäquate Reizung. Bei Veränderungen der Kopfposition kommt es, entsprechend der

Gravitationsrichtung, zu unterschiedlichen Konstellationen der Abscherung in beiden Makulaorganen. Es resultieren spezifische Erregungskonstellationen der afferenten Nervenfasern.

Im schwerelosen Raum kommt es zum Ausfall dieses Systems, da hier die Statolithen über der gelatinösen Membran schweben und diese nicht mehr beschweren. Die dadurch bedingte Informationsverwirrung im Gehirn ist die Ursache der Raumfahrtkrankheit (Moehnle, 1995).

Die Wahrnehmung von Drehbeschleunigungen erfolgt über die Bogengangsorgane. Endolymphe und Cupulae der Bogengangsorgane besitzen die gleiche spezifische Dichte. Dies ist wesentlich für die Funktion der Bogengangsorgane. Bei Kopfdrehung bleibt die Endolymphe, entsprechend der Trägheit, gegenüber den knöchernen Bogengangswänden zurück. Die mit diesen verwachsene Cupula wird mitbewegt und durch die zurückbleibende Endolymphe ausgelenkt (siehe Abb. 2). Dies führt wiederum zu einer Abscherung der Stereozilien mit Aktivitätsänderung der afferenten Nervenfasern.

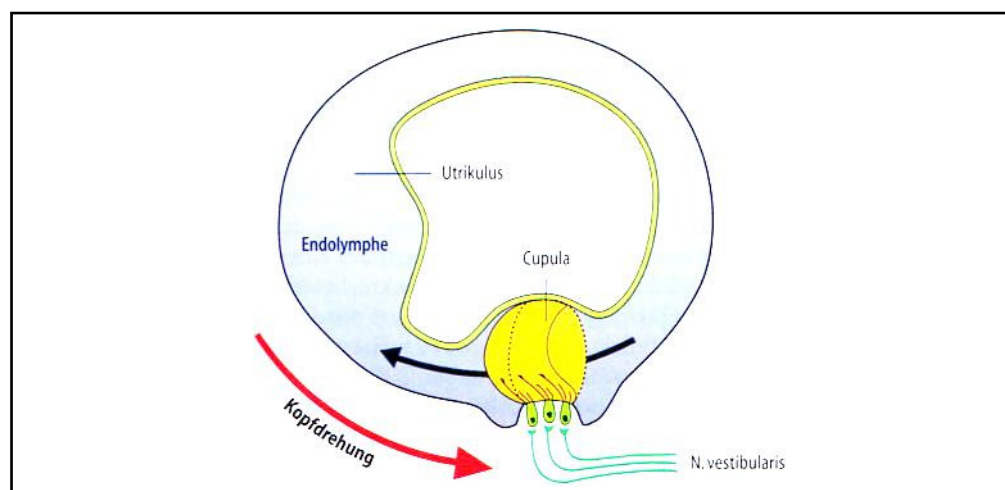


Abb. 2: Bogengang mit Cupula und Haarzellen im Schema. Auslenkung der Cupula bei Kopfdrehung; entnommen aus Schmidt, Thews, Lang: Physiologie des Menschen, 2000

Eine Aktivitätssteigerung ergibt sich für den horizontalen Bogengang durch utrikulopetale Auslenkung der Cupula. In den vertikalen Bogengängen führt eine utrikulofugale Auslenkung zur Aktivitätssteigerung.

Für jede Dimension des Raumes ist ein Bogengang jeder Seite zuständig. Es ergibt sich zusammen mit den Bogengangsorganen der Gegenseite für jede Winkelbeschleunigung ein spezifisches Aktivitätsmuster. (Zenner in Schmidt, Thews, Lang 2000)

Langanhaltende Schaukelbewegungen in alle Richtungen führen zum Durchdrehen des Systems, was unter anderem noch durch Informationen der Augen und Muskeln unterstützt wird (siehe Kapitel 2. 1. 3.). Langsame Schwingungen mit Frequenzen bis 5 Hz zeigen dabei die stärkste Wirkung (Moehnle, 1995).

2. 1. 3. Zentrale Verarbeitung und Integration

Zur Erfassung der Lage des Körpers und der Stellung der Körperteile zueinander und somit zur Erhaltung des Gleichgewichts und der Raumorientierung dienen verschiedene Informationsquellen. Neben der Information aus beiden Vestibularorganen (siehe Kapitel 2. 1. 1. und 2. 1. 2.) werden Informationen vom visuellen System und der propriozeptiven Sensibilität dem Gehirn zur Erfassung der Gesamtkörperlage übermittelt. Der Ausfall einer Informationsquelle hat keinen oder minimalen Einfluss auf die Standfestigkeit. Der komplette Ausfall von zwei oder der partielle oder komplette Ausfall aller drei Informationsquellen führt zu Gleichgewichtsstörungen und Unsicherheit (Mumenthaler, 2002). Gabel (1984) beschreibt in diesem Zusammenhang fünf sensorische Analysatoren, die zur Erhaltung des Körpergleichgewichtes während einer Bewegungshandlung beitragen. Diese sind der statico-dynamische, der optische, der taktile, der kinästhetische und der akustische Analysator.

Der statico-dynamische Analysator (vestibulärer Analysator) umfasst zentralnervöse und peripherenervöse Anteile und ist verantwortlich für die Raumlage des Körpers und die Erfassung von Richtungs- und Beschleunigungsveränderungen des Kopfes. Als Sinnesorgan dient hierbei der Vestibularapparat (siehe Kapitel 2. 1. 2.).

Rezeptoren des kinästhetischen Analysators sind Sensoren in Muskeln (Muskelspindeln), Sehnen (Golgi-Sehnenorgan), Bändern und Gelenken. Sie leiten Informationen über Spannungs- und Kraftverhältnisse, Gelenkstellung und Gelenkbewegung der zentralen Verarbeitung zu. Die Wahrnehmung von Gelenkbewegungen hängt dabei von der Winkelgeschwindigkeit ab und unterscheidet sich für aktive und passive Bewegungen praktisch nicht (Zimmermann in Schmidt, Thews, Lang, 2000). Dem kinästhetischen Analysator kommt Bedeutung für die Kontrolle der Eigenbewegung des Körpers sowie für die Entwicklung von Bewegungsvorstellung und Bewegungsgedächtnis zu. Eine

besondere Rolle kommt hier, insbesondere zur Erfassung der Haltung des Kopfes gegenüber dem Rumpf, den Halsrezeptoren zu. Diese Propriozeptoren sind in zervikale Reflexbögen mit Hirnnerven, u.a. Nervus vestibularis, integriert. Eine darüber vermittelte gestörte sensomotorische Regulation kann z.B. in der Ätiologie des Schwindels eine wichtige Rolle spielen.

Der optische Analysator dient der Gleichgewichtsregulierung und der Sicherung des Bewegungsvollzuges. Er gibt Informationen über Eigen- und Fremdbewegungen.

Der taktile Analysator hat seine Rezeptoren in Mechanosensoren der gesamten Körperoberfläche. Sie informieren über Wirkungen der Schwerkraft sowie Berührungen mit Gegenständen der Umwelt.

Dem akustischen Analysator spricht Gabel (1984) eine untergeordnete Rolle zu. Akustische Reize können jedoch die Orientierung im Raum unterstützen. Hochspezialisierte Neurone des zentralen Hörsystems ermöglichen eine auditorische Raumorientierung durch Analyse von Intensitäts- und Laufzeitunterschieden der Schallwellen (Zenner in Schmidt, Thews, Lang, 2000).

Mehr oder weniger starke Beeinträchtigungen der Gleichgewichtsfähigkeit ergeben sich durch Störungen oder Ausfälle eines oder mehrerer Analysatoren. Dabei kommt es infolge fehlender Übereinstimmung der afferenten Informationen zu den typischen Sensationen wie z.B. Schwindel.

Eine zentrale Rolle bei der Verarbeitung und Integration der einkommenden Informationen kommt den Vestibulariskernen (Nuclei vestibulares) zu. Diese vier funktionell etwas unterschiedlichen Hirnnervenkerne sind im Hirnstamm lokalisiert. Man unterscheidet Nucleus superior (Bechterew), Nucleus inferior (Roller), Nucleus medialis (Schwalbe) und Nucleus lateralis (Deiters). Sie erhalten Informationen aus allen genannten Sinnesbereichen. Die Vestibulariskerne haben efferente Faserverbindungen unter anderem zu Kleinhirn, Augenmuskelkernen, Formatio reticularis und ins Rückenmark. Über diese werden die vestibulären Reflexe verschaltet.

Die Verbindung zu den Augenmuskelkernen dient der Blickstabilisierung. Die Projektionen in Kleinhirn und Rückenmark dienen insbesondere dazu, das Gleichgewicht zu halten. Über eine Verbindung zum Thalamus erfolgt eine Weiterleitung zum sensorischen Kortex und somit letztlich die Bewusstwerdung von Körperlage und Bewegung. Wohingegen die genannten vestibulären Reflexe unbewusst ablaufende Körperreaktionen zur Erhaltung des Gleichgewichts sind.

Die Faserverbindungen der Vestibulariskerne sind in Abbildung 3 schematisch dargestellt.

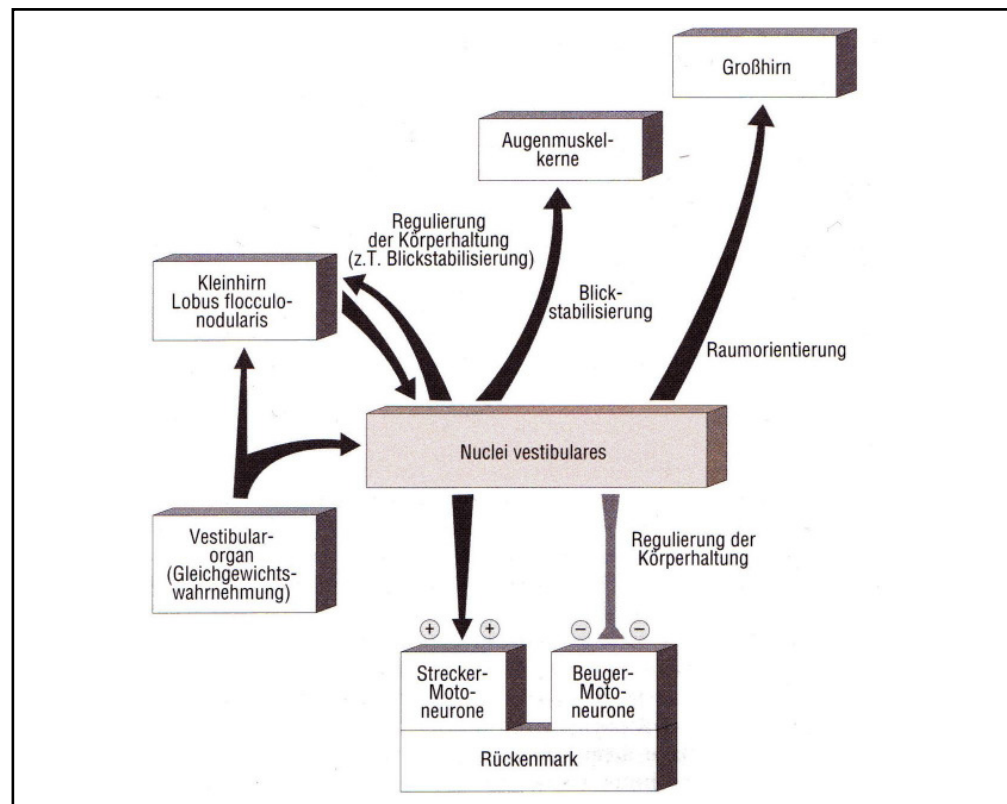


Abb. 3: Beziehungen der Nuclei vestibulares; entnommen aus Trepel: Neuroanatomie, 1999

Die Gleichgewichtsregulierung ist also durch ein Wechselspiel motorischer und sensorischer Systeme (Sensomotorik) realisiert. Die Erhaltung des Gleichgewichtes bei Ausschaltung eines der beiden Systeme ist unmöglich. Von entscheidender Bedeutung für die Gleichgewichtsfähigkeit ist dabei das Zustandekommen einer adäquaten motorischen Reaktion auf die wahrgenommenen Einflüsse. Die dabei beteiligten Prozesse, unter anderem die Generierung willkürlicher Bewegungsmuster, extrapyramidales System und Pyramidenbahn, Reafferenzen aus Propriozeption und Vestibularorganen sowie letztlich die Umsetzung durch die Muskulatur, beschreibt Jerosch (2000) als sensomotorischen Kreis. In einen solchen lassen sich auch die Prozesse der Gleichgewichtsregulierung integrieren (siehe auch Kapitel 2. 1. 4.). Dabei ist das Abrufen bekannter Bewegungsmuster aus dem Bewegungsgedächtnis ein wichtiger Bestandteil für das Zustandekommen der Gleichgewichtsmotorik (Ulmer in Schmidt, Thews, Lang, 2000).

2. 1. 4. Vestibuläre Reflexe

Wie bereits angedeutet, kommt den vestibulären Reflexen enorme Bedeutung bei der Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes und der Orientierung und Koordination zu.

Zunächst sei nochmals auf die vestibulo-okulären Reflexe verwiesen. Sie werden über Verbindungen der Vestibulariskerne zu den Augenmuskelnkernen (siehe Abbildung 3) verschaltet. Sie lassen sich in statische und statokinetische Reflexe einteilen. Über statische Reflexe werden kompensatorische Augenbewegungen, wie beispielsweise eine Gegenrotation des Augapfels bei Neigung des Kopfes, ausgelöst. Somit bleibt das Gesichtsfeld auch bei Änderungen der Kopfhaltung gleich (Zenner in Schmidt, Thews, Lang 2000). Statokinetische vestibulo-okuläre Reflexe bedingen die Auslösung eines Nystagmus. Wie oben erwähnt, dienen sie der Blickstabilisierung und erleichtern somit die visuelle Orientierung.

Von besonderer Bedeutung für die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes und damit auch insbesondere des aufrechten Ganges sind die vestibulospinalen Reflexe. Sie werden über den Tractus vestibulospinalis vermittelt. Auch hier unterscheidet man statische und statokinetische Reflexe. Statische Reflexe lassen sich in Steh- und Stellreflexe unterscheiden und werden durch eine Haltung ausgelöst (Zenner in Schmidt, Thews, Lang 2000). Stehreflexe dienen der Tonusverteilung der Muskulatur und ermöglichen die Einhaltung einer Körperhaltung. Stellreflexe bringen den Körper immer wieder in seine Normalstellung (Silbernagel, Despopoulos 1991). Dabei ist der richtige Ablauf, der wie in Ketten hintereinander geschalteten Reflexe wichtig (Zenner in Schmidt, Thews, Lang 2000). Statokinetische Reflexe werden durch Bewegungen ausgelöst, wobei sie die Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes wiederum durch Auslösung adäquater Bewegungen ermöglichen. Die vestibulospinalen Reflexe ermöglichen zweckmäßige Korrekturbewegungen auf vestibuläre Reize überwiegend durch Aktivierung der Strecker-Motoneurone und Hemmung der Beuger-Motoneurone des Rückenmarkes. Dies ist unter anderem sinnvoll beim Fallen oder Stolpern sowie zur Erhaltung einer aufrechten Körperhaltung.

Über Verbindungen zum Kleinhirn verlaufen Regelkreise zur Steuerung der Stützmotorik und Zielmotorik. Ein Ausfall des Kleinhirns bewirkt Fallneigung und das Auftreten überschießender, ungezielter Bewegungen.

2. 1. 5. Einflussfaktoren auf die Gleichgewichtsregulation

Das komplexe und sensible System der Gleichgewichtsregulation ist ständigen Einflüssen ausgesetzt. Zum einen sind dies die oben beschriebenen Faktoren, welche als Informationsquellen für die Lage und Haltung dienen und als Reize für die Auslösung und Umsetzung der vestibulären Reflexe verstanden werden können. Des Weiteren führen krankhafte Prozesse und Veränderungen an den beteiligten Organen und Systemen, peripher oder zentral, zu Beeinflussungen der Gleichgewichtsregulation (Mumenthaler, 2002). Beispielsweise sei auf den Morbus Menière, die Neuronitis vestibularis, das Akustikusneurinom oder Veränderungen der Halswirbelsäule verwiesen. Ebenso vermag eine Polyneuropathie die Gleichgewichtsfähigkeit zu beeinflussen.

Aber auch andere exogene Faktoren können das Gleichgewicht stören. Hier seien beispielhaft Alkohol (Seidl, 1994), Medikamente oder Nikotin genannt. Auch die Einnahme einer bestimmten Körperlage bzw. Lageveränderungen können Gleichgewichtsstörungen verursachen (Lage- bzw. Lagerungsschwindel). Eine veränderte Gleichgewichtswahrnehmung findet sich auch beim Aufenthalt in großer Höhe, wie etwa auf einem Berg (Mumenthaler, 2002).

Neben den exogenen Einflüssen spielen auch endogene Faktoren eine Rolle. So können sich andere Grunderkrankungen wie Hypo- und Hyperthyreosen oder Diabetes mellitus auf die Gleichgewichtsregulation auswirken. Ebenso sind kardiovaskuläre Ursachen bedeutsam. Daneben lassen sich aber auch psychische Ursachen feststellen (Moehnle, 1995). So finden sich Störungen der Gleichgewichtsregulation zum Beispiel im Zusammenhang mit psychischen Störungen im Rahmen geriatrischer Veränderungen (Gufoni, 2005). Gleichwohl zeigt sich auch ein entgegen gesetzter Einfluss der Gleichgewichtsfähigkeit auf die Psyche. So zeigt sich ein Zusammenhang von Gleichgewichtsstörungen mit dem Auftreten von Depression (Baker, 2003).

Auch unter dem Einfluss körperlicher Belastungen verändert sich die Fähigkeit zur Gleichgewichtsregulation (Blei, 2002).

Die multiplen Angriffspunkte der Gleichgewichtsregulation erschweren die Diagnostik und Therapie von Störungen, bieten aber auch verschiedene Möglichkeiten das Gleichgewicht zu trainieren. Grundlagen sind hierbei eine Beeinflussung der zentralen Verarbeitung und eine Stimulation von Kompensationsmechanismen. Dabei werden zentrale Tonusdifferenzen über Aktivierung der die Vestibulariskerne verbindenden Bahnen ausgeglichen und

Ersatzsysteme (visuelles, akustisches und somatosensorisches, der Autor) aktiviert sowie deren Meldungen neu bewertet (Scherer, 1997). Dies kann im Rahmen rehabilitativer Maßnahmen nach Verletzungsversorgung an den unteren Extremitäten, zum Beispiel nach Kreuzbandverletzungen (Trees, 2005), sinnvoll sein. Auch zur Vermeidung von Verletzungsfolgen sturzgefährdeter Personen scheint Gleichgewichtstraining vorteilhaft zu sein (Gillespie, 2003).

2. 2. Verfahren der Gleichgewichtsanalyse

Im folgenden Abschnitt soll ein Überblick über bestehende Möglichkeiten der Gleichgewichtsanalyse gegeben werden. Aufgrund der Vielzahl existierender Verfahren kann dabei kein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben werden. Die Auswahl geeigneter Verfahren muss sich an der bestehenden Fragestellung orientieren.

2. 2. 1. Klinische Verfahren

Hierunter seien verschiedene Möglichkeiten zusammengefasst, welche dem Untersucher zur Einschätzung der Gleichgewichtsfähigkeit der zu untersuchenden Person dienen und ohne größeren technischen Aufwand durchführbar sind.

Die einfachste, jedoch durchaus bedeutsame Möglichkeit Informationen über die Gleichgewichtsfähigkeit zu erhalten, stellt die einfache Beobachtung der zu untersuchenden Person dar. Hier kann der Untersucher, bereits wenn die zu untersuchende Person in den Untersuchungsraum kommt, grobe Gangabweichungen, starkes Schwanken oder eine eventuelle Fallneigung aber auch Simulation, beurteilen (Moehnle, 1995). Es findet sich, darauf aufbauend, eine Vielzahl beschriebener vestibulospinaler Tests, um genauere Aussagen über Ausmaß und Ursache einer Gleichgewichtsstörung treffen zu können. An dieser Stelle seien beispielsweise die Einschätzung des Normalganges, des Blindganges, Hackenganges oder Sternanges nach Babinski – Weil genannt (Mumenthaler, 2002). Des Weiteren kann die Ausführung spezieller Aufgaben, wie das Aufstehen von einem Stuhl, vom Untersucher beurteilt werden. Weiterhin sind der Hautant-Test (Miller, 2004) sowie der Kopfimpulstest (Halmagyi-Curthoys-

Test) zu nennen. Ebenso können Zeige- und Positionsversuche, wie z. B. der Finger-Nase-Versuch (Dahmer, 2002), der Barany-Zeigerversuch (Mumenthaler, 2002) oder der Zeichentest nach Fukuda und Stoll (Naumann, 1998) zur Beurteilung des Gleichgewichts- und Koordinationsvermögens beitragen.

Klinische Bedeutung haben vor allem der Romberg-Stehversuch und der Unterberger-Tretversuch erlangt. Auf diese beiden vestibulospinalen Tests wird, auch aufgrund ihrer zentralen Rolle für die vorliegende Studie, in den Kapiteln 2.

2. 1. 1. und 2. 2. 1. 2. noch einmal näher eingegangen.

Nicht zuletzt müssen auch die verschiedenen Formen der Nystagmusprüfung als wichtige differentialdiagnostische Verfahren bedacht werden.

2. 2. 1. 1. Romberg-Stehversuch

Moritz Heinrich Romberg (1795 – 1873) beschrieb während seiner Untersuchungen zu den Nervenkrankheiten des Menschen erstmals den Begriff Tabes dorsalis. Dabei entdeckte er die Unsicherheiten im Stehen und Gehen bei Tabikern sowie ein Schwanken und Umfallen der Kranken beim Schließen der Augen. (Diepgen, 1955) Auf diese Entdeckungen geht der Romberg-Stehversuch zurück.

Der Patient steht mit zunächst offenen Augen, Arme waagrecht vorgestreckt und Füße zusammen. Alternativ kann der Test auch mit locker hängenden Armen durchgeführt werden (Naumann, 1998). Beim Schließen der Augen werden Standsicherheit und Fallneigung beurteilt. Dabei weist ein unsicherer Stand auf eine sensible Ataxie, eine Fallneigung auf eine ipsilaterale Schädigung des Vestibularapparates oder Kleinhirns hin (Klingelhöfer, 1997). Dahmer (2002) beschreibt eine auftretende Fallneigung als Hinweis auf eine gestörte Tiefensensibilität, eine überproportionale Zunahme der Standunsicherheit als Hinweis auf eine Vestibularis- oder sensomotorische Koordinationsstörung. Nach Moehnle (1995) prüft man die Standsicherheit bei geschlossenen Augen wenigstens 60 Sekunden. Ohne elektrische Registrierung können für den Romberg-Stehversuch keine Normbereiche angegeben werden (Naumann, 1998). Es existieren abgeänderte Varianten des Romberg-Versuches, wie beispielsweise der verschärfte Romberg-Test (Tandem-Romberg) bei dem der Patient einen Fuß unmittelbar vor den anderen setzt (Moehnle, 1995).

2. 2. 1. 2. Unterberger-Tretversuch

Der Unterberger-Tretversuch geht auf den Hals–Nasen–Ohren–Arzt Siegfried Unterberger (1893 – 1978) zurück.

Dabei soll die zu untersuchende Person mit geschlossenen Augen und vorgehaltenen Armen auf der Stelle treten. Es wird die Abweichung von der Ausgangsstellung beurteilt.

Zilstorff-Pedersen, Peitersen und Fukuda entwickelten den Versuch weiter, indem sie eine quantitative Auswertung mittels eines auf dem Boden aufgebrachten Koordinatensystems versuchten (Köpf, 1978).

Angaben über die Dauer des Unterberger-Versuches variieren von mindestens einer halben Minute (Schenck, 1992) bis hin zu ein bis drei Minuten (Mumenthaler, 2002). Auch für die geforderte Schrittzahl finden sich verschiedene Angaben von mindestens dreißig bis hin zu achtzig bis einhundert.

Entscheidende Parameter stellen die Abweichung nach vorn und die Rotation dar. Schenck (1992) berücksichtigt nur Drehungen, jedoch keine Standortverlagerungen.

Gesunde Personen sollen nur wenig von der Ausgangsposition abweichen. Für die Längsabweichung gelten im Allgemeinen Werte bis zu einem Meter nach vorn als nicht pathologisch. Nach Moehnle (1995) weist Rückwärtsgehen oft auf zerebelläre Störungen hin.

Für die Drehung um die Körperachse finden sich keine einheitlichen Toleranzgrenzen. Hier sind Werte von 45° bis hin zu seitenabhängigen Grenzen von 30° bis 70° für Rechts- bzw. Linkshänder beschrieben. Dabei wird bei Rechtshändern eine größere Abweichung nach rechts als nach links toleriert, entsprechend bei Linkshändern nach links. Die Drehung erfolgt in Richtung der vestibulären Störung. Die Richtung der pathologischen Drehtendenz eignet sich bei otogenem Schwindel jedoch nicht für die Bestimmung der erkrankten Seite (Moehnle, 1995).

Aus dem Gesagten wird eine starke Abhängigkeit des Untersuchungsbefundes von angelegten Standards und zugrunde gelegtem Beurteilungsmaßstab deutlich.

2. 2. 2. Cranio-Corpo-Graphie (CCG)

Claussen entwickelte 1968 das Verfahren der Cranio-Corpo-Graphie für arbeitsmedizinische Untersuchungen der deutschen Berufsgenossenschaften. Dabei war der vordergründige Einsatz des Verfahrens im Rahmen berufsgenossenschaftlicher Tauglichkeitsuntersuchungen zu sehen. Es handelt sich um ein schnell und einfach anwendbares, nichtinvasives Verfahren der Gleichgewichtsanalyse. (Claussen, 1992) Es ermöglicht die Beurteilung sowohl der statischen als auch der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit.

2. 2. 2. 1. Konventionelle Cranio-Corpo-Graphie

Grundprinzip der konventionellen Cranio-Corpo-Graphie ist die fotooptische Aufzeichnung der Bewegungsmuster des Kopfes gegenüber den Schultern während der Durchführung vestibulospinaler Tests. Dabei werden die Leuchtsuren von vier Markern, jeweils zweier Kopf- und Schultermarker, während der Messzeit aufgezeichnet.

Als Marker dienen Glühbirnen. Die beiden Glühbirnen zur Registrierung der Kopfbewegungen sind in sagitaler Richtung an einem Arbeiterschutzhelm befestigt, welchen die zu untersuchende Person während der Messung trägt. Die beiden Glühbirnen zur Markierung der Schultern werden mittels Glühlampenklammern an den Schultern befestigt. Die Achsen der Kopf- und Schultermarker stehen somit orthogonal zueinander (Köpf, 1978) (siehe Abb. 4 und Abb. 7). Claussen (1992) empfiehlt die Abdeckung der Augen der zu untersuchenden Person mit einer Maske. Die Registrierung der Kopf-Körper-Bewegungsmuster geschieht mittels Sofortbildkamera. Durch Dauerbelichtung werden die Leuchtsuren der Marker auf einem Schwarz-Weiß-Film aufgezeichnet. Die Kamera ist dabei nicht auf den Probanden/Patienten selbst, sondern auf einen über ihm angebrachten Konvexspiegel gerichtet. Dies ermöglicht, einen größeren Raum auf dem Kamerabild zu überblicken.

In einer zweiten Belichtung wird anschließend ein Leuchtpolarkoordinatensystem in das CCG-Bild eingeblendet, welches als Bezugssystem zur quantitativen Auswertung fungiert. Dazu wird nach dem Versuch über einen an der Wand befindlichen Laufschlitten ein Fieberglasrotor in Höhe des Kopfes der untersuchten Person positioniert. Durch horizontale Rotation des mit

Leuchtmarkern versehenen Rotorsystems entsteht das Bezugskoordinatensystem auf dem CCG-Bild. (Köpf, 1978)

Abbildung 4 veranschaulicht den typischen Messaufbau zur konventionellen Cranio-Corpo-Graphie und zeigt ein typisches CCG-Bild, wie man es innerhalb weniger Sekunden nach Versuchsdurchführung erhält.

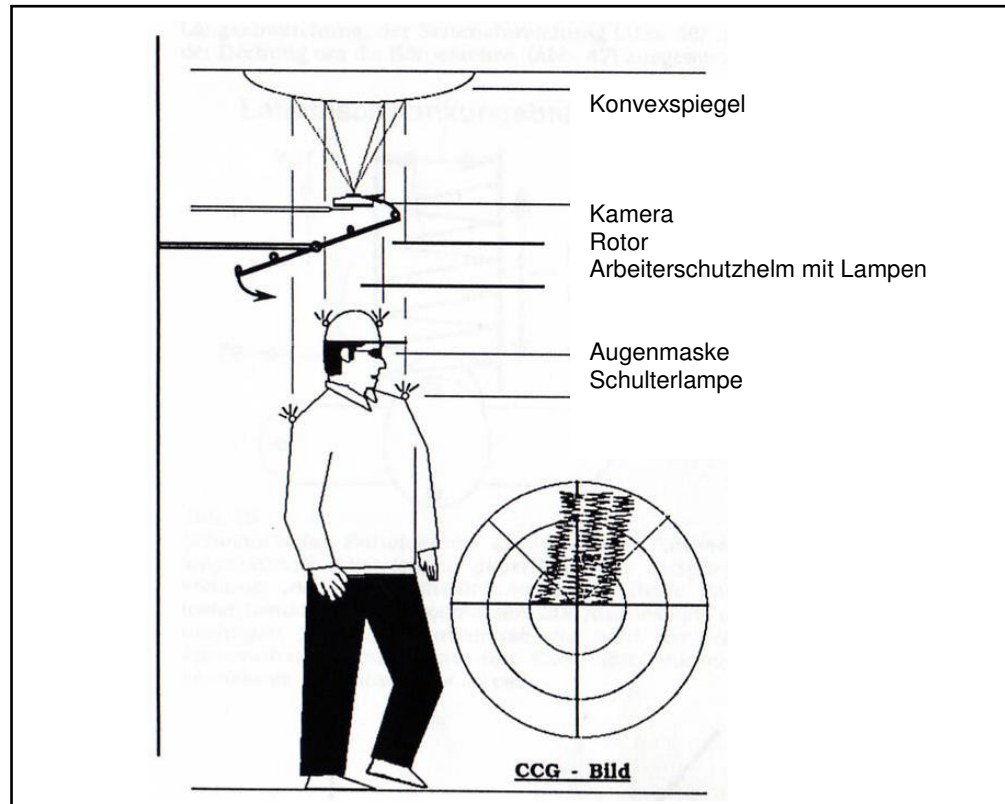


Abb. 4: Prinzip der CCG; entnommen aus Claussen C F: Der Schwindelkranke Patient, 1992 und bearbeitet

Die Auswertung der Versuchsergebnisse erfolgt letztlich durch Ausmessen und Beurteilen der registrierten Leuchtpuren (Claussen, 1975; Mauerer, 1976). Das Cranio-Corpo-Gramm des Unterberger-Tretversuches (Tret-CCG) wird dabei hinsichtlich der Parameter Längsabweichung, Querschwankungen, anguläre Deviation und Drehung um die Körperachse ausgewertet. Das Cranio-Corpo-Gramm des Romberg-Stehversuches (Steh-CCG) wird bezüglich Längs- und Querschwankungen sowie der Kopf-Rumpf-Verdrehung (Tortikolliswinkel) bewertet. (Claussen, 1992) Zur Erlangung einer größeren Messgenauigkeit und besseren Differenzierung sich überlagernder Leuchtpuren (siehe Abbildung 4)

beschreibt Köpf (1978) die Möglichkeit der Projektion der Bilder auf einen Wandschirm mittels eines Epidiaskops.

Neben Unterberger-Tretversuch und Romberg-Stehversuch können weitere vestibulospinale Tests mittels CCG analysiert werden. Hier ist beispielsweise der Blindgang, wie etwa der von der NASA entwickelte WOFEC (= Walk On Flour with Eyes Closed), zu nennen. Dieser präsentiert sich jedoch in seiner Aussagekraft dem Tret- und Gehversuch nicht ebenbürtig. (Moehnle, 1995)

Die Leuchtspuren weisen individuell spezifische Muster auf und gelten aufgrund dessen als so genannte Kennlinien. Aufgrund wiederkehrender Grundmerkmale ist eine Typisierung der CCG-Muster möglich (Köpf, 1978; Moehnle, 1995).

2. 2. 2. 2. Ultraschalltopometrische CCG (zebris®)

Die zebris Medical GmbH® entwickelt und vertreibt biomechanische Messsysteme für medizinische, zahnmedizinische und sportwissenschaftliche Anwendungsbereiche.

Das Cranio-Corpo-Graphie-System von zebris® basiert als Weiterentwicklung auf dem Verfahren der konventionellen CCG. Auch hier bilden die vestibulospinalen Tests, vor allem Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch, die Grundlage der Messungen.

Als Marker dienen vier Ultraschallsender. Die Positionierung der Marker ist der konventionellen CCG identisch. Die Kopfmarker sind ebenfalls an einem Helm befestigt. Die Befestigung der Schultermarker erfolgt mittels an die Größe der zu untersuchenden Person anpassbaren Gurten (siehe Abb. 7, Abb. 8b und Abb. 9b). Mikrophone im Sensor des Messsystems (siehe Abb. 6b) empfangen die Signale der Marker.

Die Aufzeichnung der Bewegungsmuster von Kopf und Schultern erfolgt durch Bestimmung der Zeiten zwischen Aussenden und Empfangen der Ultraschallpulse. Somit wird eine genaue Bestimmung der räumlichen Position der Marker während der Messzeit realisiert. Hier kommt das Vermessungsprinzip der Triangulation zum Tragen. Mittels Analysator und entsprechender Software werden die typischen CCG-Parameter berechnet.

Beim Romberg-Stehversuch erfolgt eine Analyse der folgenden Parameter (siehe Abb. 8a): Die **Längsschwankung** (long sway) beschreibt die maximale anterior-posterior-Schwankung des Stirnmarkers während der Messzeit. Die **Seitenschwankung** (lateral sway) gibt die maximale seitliche Bewegung des Stirnmarkers wieder. Das Produkt dieser beiden Parameter ergibt die **Stirnbestreichungsfläche** (Stirnfläche). Der **Tortikolliswinkel** beschreibt den Winkel zwischen den Verbindungslinien der Kopf- und Schultermarker. Des Weiteren können der Kopfdrehwinkel und der Kopfnickwinkel über die Messzeit angezeigt werden.

Beim Unterberger-Tretversuch werden die folgenden Parameter analysiert (siehe Abb. 9a): Die **Längsabweichung** (long deviation) gibt die Entfernung des Stirnmarkers von der Start- bis zur Endposition an. Die **Lateralschwankung** (lateral sway) ist die Breite der Einhüllenden der Bewegungskurve des Stirnmarkers. Die **Winkelabweichung** (angle deviation) beschreibt die Gesamtbewegung hinsichtlich der Startposition. Der Parameter **Eigenspin** (self spin) gibt die Rotation des Körpers um die eigene Achse an. Zusätzlich erfolgt die Angabe der **Schrittzahl** (steps).

Abbildung 5 zeigt das Zustandekommen der Messparameter aufgrund der Markerbewegungen während der Messzeit.

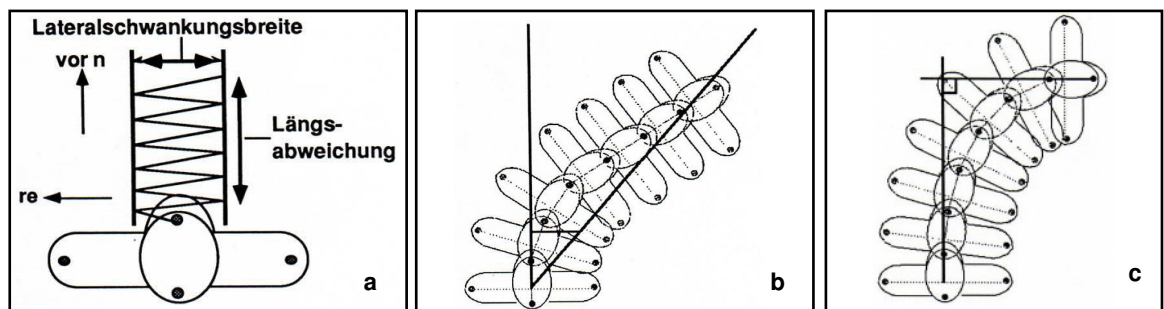


Abb. 5: Schematische Entwicklung der Cranio-Corpo-Graphie-Parameter
a) Längsabweichung und Seitenschwankung, b) Winkelabweichung, c) Eigenspin;
entnommen aus Claussen C F: Der Schwindelkranke Patient, 1992

Die Wiedergabe der Messwerte, sowie die Darstellung der Markerspuren (Kennlinien) erfolgt auf dem Bildschirm eines mit dem Messsystem verbundenen PCs (siehe Abb. 6b, Abb. 8a und Abb. 9a). Die Anzeige der Messwerte erfolgt in Relation zu definierten Grenzwerten.

2. 2. 3. Weitere Verfahren

Eine weitere Möglichkeit zur Gleichgewichtsanalyse bietet der Einsatz von Posturographiesystemen, wie z. B. POSTUROMED® von zebris®.

Auch elektromyographische Verfahren und die Erfassung vestibulär evozierter myogener Potentiale (VEMP) finden Anwendung (Wiblishauser, 2003).

Bei bestimmten Fragestellungen kann auch die elektronische Nystagmusaufzeichnung, beispielsweise mittels Elektronystagmographie oder Videonystagmographie, sinnvoll sein.

Des Weiteren finden Assessments und Funktionstests Anwendung. Sie dienen weniger diagnostischen und differentialdiagnostischen Aspekten als vielmehr der Beschreibung und Quantifizierung des Einflusses einer etwaigen Gleichgewichtsstörung auf die funktionelle Leistungsfähigkeit und Lebensqualität. Dabei werden Leistungsfähigkeit bzw. Leistungseinschränkung anhand standardisierter Schemata beurteilt. Somit sind sie wichtige Orientierungshilfen für den Einsatz therapeutischer und supportiver Maßnahmen. Sie setzen sich zumeist aus mehreren Items zusammen, wodurch eine multidimensionale Einschätzung der Beeinträchtigung des Patienten ermöglicht werden soll.

Als Beispiele können angeführt werden: Berg Balance Scale (BBS) (Berg et al., 1992), Performance Oriented Mobility Assessment (POMA) nach Tinetti (Tinetti, 1986; Mount et al., 2005; Thomas et al., 2005), VDI (vertigo, dizziness, imbalance) questionnaire (Prieto et al., 1999), Dizziness Handicap Inventory (DHI) (Jacobson et al., 1998; Tesio et al., 1999), Functional Gait Assessment (FGA) (Wrisley et al., 2004) und Timed up and go Test (Brotherton et al., 2005).

3. Fragestellung

Die Studie verfolgt das Ziel, das Messverfahren der ultraschalltopometrischen Cranio-Corpo-Graphie mittels zebris®-Messsystem zu beurteilen. Die Gleichgewichtsanalyse durch Ultraschalltopometrie wird unter Verwendung von Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch untersucht. Es wird insbesondere auf die folgenden Fragestellungen eingegangen:

1. Wie lässt sich die Reliabilität des zebris®-Messverfahrens beurteilen?

Um Aussagen über die Reproduzierbarkeit der Messergebnisse treffen zu können, werden sowohl Intrasession-Reliabilität als auch Intersession-Reliabilität betrachtet. Es erfolgt eine Analyse der für die Beurteilung vestibulospinaler Tests bedeutsamen Messparameter.

2. Wie lässt sich die Reliabilität der klinischen Beurteilung der vestibulospinalen Tests bewerten?

Es werden Intrasession- und Intersession-Reliabilität zur Beurteilung der Zuverlässigkeit der klinischen Beurteilung analysiert.

3. Wie stellt sich die Validität des zebris®-Messverfahrens in Bezug auf die klinische Beurteilung dar?

Um die Eignung des ultraschalltopometrischen Verfahrens für die Gleichgewichtsanalyse beurteilen zu können, erfolgt ein Vergleich mit den Testergebnissen der etablierten klinischen Beurteilung.

4. Welche Konsequenzen ergeben sich daraus?

Es werden Einsatzmöglichkeiten des Verfahrens und Konsequenzen für dessen praktische Anwendung diskutiert. Ein Ausblick soll als Anregung für eventuell folgende Untersuchungen dienen.

Die Studie soll wichtige Grundlagen für die Anwendung des zebris®-Cranio-Corpo-Graphie-Systems schaffen.

4. Material und Methode

4. 1. Probanden

Für die Reliabilitäts- und Validitätsbestimmung der Gleichgewichtsanalyse mittels Messtechnik der Firma zebris® werden 30 Probanden einbezogen. Die Probanden nehmen freiwillig teil. Vor der Untersuchung geben alle Probanden ihre schriftliche Zustimmung zur Teilnahme an der Studie sowie zur Verwendung ihrer Daten im Rahmen dieser Arbeit. (Einverständniserklärung siehe Anhang 1) Die Probanden erhalten keine Bezahlung oder etwaige Vergütungen. Aus Gründen des Datenschutzes und der besseren Auswertung wird jedem Proband ein Nummerncode zugewiesen. Im Folgenden werden die Anforderungen an die Probanden und die Zusammensetzung der Gruppe der Probanden näher erläutert.

4. 1. 1. Einschlusskriterien

Die Probanden werden nach folgenden festgelegten Einschlusskriterien ausgewählt: Die Probanden gehören der Altersgruppe zwischen 18 und 40 Jahren an. Bei den Probanden sind bisher keine Störungen des Gleichgewichts, wie etwa Schwindel oder Fallneigung, bekannt. Während der Untersuchungen sollen die Probanden nicht unter Einfluss von Alkohol, Drogen oder möglicherweise gleichgewichtsbeeinflussender Medikamente stehen. Es sollen keine motorischen Störungen sowie keine Verletzungen der unteren Extremitäten vorliegen. Haltungs- und Bewegungsstörungen im Halsbereich sowie bekannte neurologische und otologische Störungen führen zum Ausschluss. Des Weiteren sollen die Probanden bewusstseinsklar und in ihrer räumlichen Orientierung nicht eingeschränkt sein. Eine Aufnahme in die Studie erfolgt nur nach Erfüllung der genannten Bedingungen. Dabei wird ausdrücklicher Wert auf eine Durchführung unter annähernd gleichen Bedingungen an beiden Untersuchungstagen gelegt. Konstitutionelle Merkmale, wie z. B. Körpergröße, Körpergewicht, werden nicht explizit erfasst. Wobei bei keinem Probanden besondere körperliche Merkmale, wie z. B. Adipositas, abnorme Körpergröße, ungewöhnliche Proportionen oder andere, auffällig sind.

Die Überprüfung der Einschlusskriterien wird auf einem Dokumentationsbogen vor Beginn der Untersuchung festgehalten (siehe Anhang 2).

4. 1. 2. Zusammensetzung der Probandengruppe

Die Probandengruppe setzt sich aus 15 männlichen und 15 weiblichen, gesunden Personen zusammen. Das Durchschnittsalter liegt bei 23,73 Jahren, bei einem Median von 23 Jahren. Das Altersmaximum liegt bei einem Alter von 31 Jahren, das Minimum bei 22 Jahren.

Das Durchschnittsalter der männlichen Probanden liegt bei 24,13 Jahren, der Meridian bei 23 Jahren. Der älteste männliche Proband ist zum Zeitpunkt der Untersuchungen 31 Jahre, der jüngste 22 Jahre alt.

Die weiblichen Probanden haben ein Durchschnittsalter von 23,33 Jahren. Der Median liegt bei 23 Jahren. Die ältesten weiblichen Probanden sind 26 Jahre, die jüngsten 22 Jahre alt.

Die Daten finden sich in Tabelle 1 zusammengefasst dargestellt.

	Maximum	Minimum	Mittelwert	Median	Anzahl
♂ + ♀	31,00	22,00	23,73	23,00	30

	Maximum	Minimum	Mittelwert	Median	Anzahl
♂	31,00	22,00	24,13	23,00	15
♀	26,00	22,00	23,33	23,00	15

Tab. 1: Altersverteilung der Probanden

4. 2. Versuchsbeschreibung

Die Untersuchung der Probanden erfolgt mit freundlicher Unterstützung im Institut für Physiotherapie der Friedrich-Schiller-Universität Jena. Bei der Durchführung des Versuches kommen definierte Formen von Unterberger-Tretversuch und Romberg-Stehversuch sowie die Gleichgewichtsanalyse mittels Cranio-Corpo-Graphie zum Einsatz. Zur Gewinnung der Messwerte werden das Messsystem der zebris Medizintechnik GmbH® sowie die klinische Beurteilung der Testausführungen verwendet.

4. 2. 1. Messplatz

Der Messplatz befindet sich in einem abgeschlossenen, abdunkelbaren sowie geräusch- und störungsarmen Raum. Dadurch können äußere Einflüsse auf das Messergebnis weitgehend vermieden werden. Ein Abdunkeln des Raumes erschwert bzw. verhindert eine visuelle Orientierung der Probanden. Wobei Unterberger- und Romberg-Versuch definitionsgemäß zusätzlich mit geschlossenen Augen durchgeführt werden. Eine akustische Orientierung wird durch Durchführung in geräuscharmer Kulisse weitgehend unterdrückt, sodass ein möglicher Einsatz von Ohrenschützern unterbleiben kann. Während der Versuchsdurchführung (siehe Kapitel 4. 2. 2.) erteilt der Untersucher keine akustischen Kommandos oder Informationen.

Der Aufbau des Messplatzes lässt sich im Wesentlichen in drei Bereiche teilen. Er besteht aus einer ebenen Grundfläche, der Messapparatur und einer Daten verarbeitenden Einheit (siehe Abb. 6).

Die ebene Grundfläche ist Grundlage für die Durchführung vestibulardiagnostischer Steh- und Gehproben, hier im Speziellen Unterberger-Tretversuch und Romberg-Stehversuch. Die Grundfläche ist mit Markierungen verschiedener Winkelbereiche versehen. Es sind eine Ausgangslinie und eine senkrecht dazu verlaufende Gerade aufgezeichnet, sodass eine fadenkreuzförmige Grundmarkierung vorliegt. Die vier entstandenen Quadranten sind jeweils noch in drei Bereiche geteilt. Es sind also ausgehend von einem Anfangspunkt 12 je 30° umfassende Winkelbereiche markiert. Des Weiteren sind, ausgehend vom Zentrum, Markierungen im Abstand von je 0,5m zur Erfassung der Längsabweichung aufgebracht. Abbildung 6a zeigt die verwendete Bodenmarkierung. Die beschriebenen Markierungen dienen einer einfachen und schnellen Beurteilung der Ergebnisse beim Unterberger-Tretversuch nach klinischen Kriterien. Die Messapparatur besteht aus drei funktionellen Bereichen.

Es sind dies die Marker, die elektrischen Verbindungen sowie der Messaufnehmer (Sensor). Als Marker finden vier Ultraschallsender Verwendung. Zwei Marker sind an einem Helm fixiert und befinden sich in sagitaler Anordnung. Die zwei übrigen Marker werden mittels Bändern dorsal an den Schultern befestigt und befinden sich somit in frontaler Anordnung. Die Marker werden entsprechend ihrer Nummerierung über Kabel mit dem Kabeladapter verbunden. Dieser wird in einer Hüfttasche vom Probanden mitgeführt. Der Adapter wird über ein Kabel mit dem Messsensor verbunden. Der Messsensor ist an einem Stativ befestigt und befindet

sich zu Versuchsbeginn ca. 50cm entfernt vom Probanden, wobei der Proband dem Sensor seinen Rücken zuwendet. Der Sensor kann am Stativ auf eine entsprechende Höhe eingestellt werden. Er befindet sich während der Messung ca. 20cm oberhalb des Kopfes des Probanden.

An den Sensor ist der 3-D Motion Analyzer von zebris® gekoppelt. Als Datenverarbeitungseinheit wird ein PC mit entsprechenden Systemvoraussetzungen verwendet. Dabei kommt das Programm Win-Balance 2.6 (zebris®) zur Anwendung.

Auf das Prinzip der Messung wurde bereits in Kapitel 2. 2. 2. 2., Cranio-Corpo-Graphie mit dem zebris®-Messsystem, eingegangen. Die Abbildungen 6 und 7 zeigen den Messplatzaufbau und die Position der Ultraschallmarker.

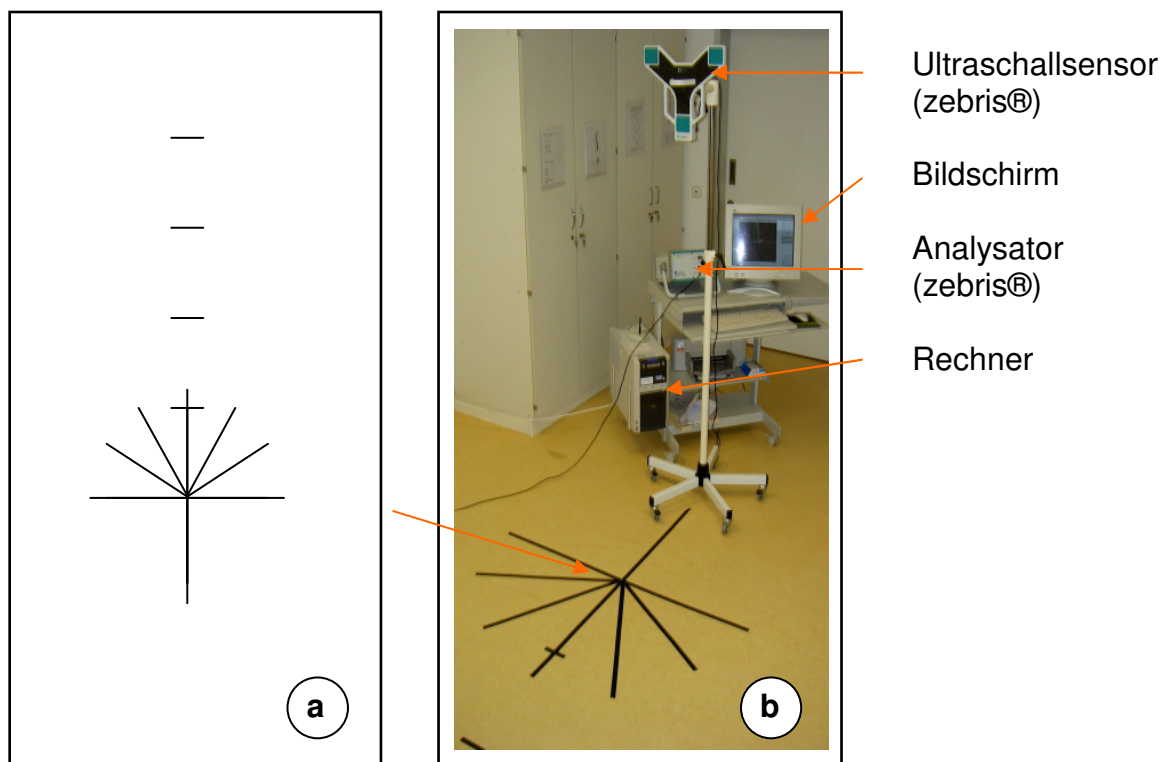


Abb. 6 a: Markierung der Grundfläche

Abb. 6 b: Messplatz

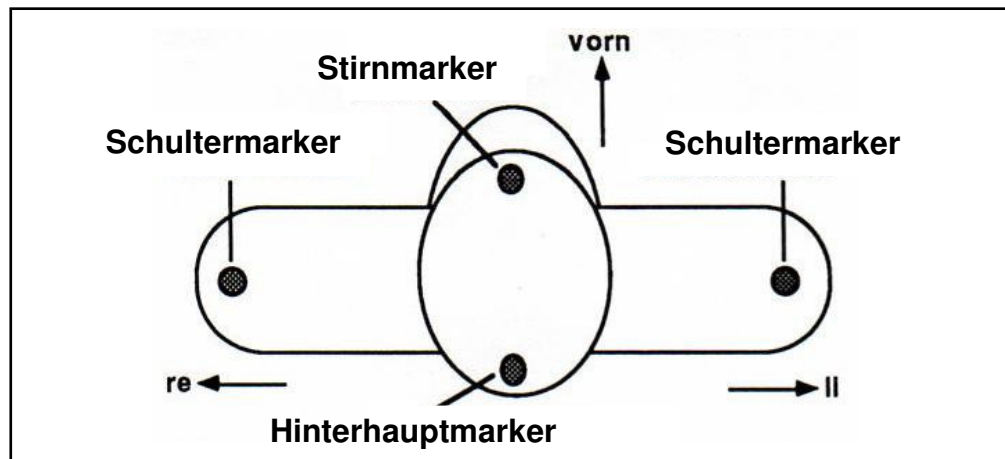


Abb. 7: Position der Marker; entnommen aus Claussen C F: Der schwindelkranke Patient, 1992 und bearbeitet

4. 2. 2. Versuchsdurchführung

Mit dem Ziel der Reliabilitätsprüfung erfolgt die Untersuchung der Probanden an jeweils zwei Tagen. Zwischen erstem und zweitem Messtag wird ein zeitlicher Abstand von einer Woche festgelegt. Am ersten Messtag erfolgt nach Vorliegen der schriftlichen Einverständniserklärung zunächst die Aufnahme des Probanden. Dabei wird der Proband, unter besonderem Augenmerk auf die Einschlusskriterien (siehe Kapitel 4. 1. 1.), zunächst voruntersucht und über den Versuchsablauf aufgeklärt. Nach Feststellung der Eignung des Probanden erfolgt die Vorbereitung der Untersuchung.

Dabei wird das Messsystem individuell an jeden Probanden angepasst. Die vier Positionsmarker werden angelegt. Dazu setzt der Proband den Helm mit den beiden Kopfmarkern so auf, dass er bequem und fest sitzt. Eine Größenadaptation ist im Helm integriert. Die Schultermarker und der Kabeladapter werden befestigt. Der Messsensor wird am Stativ auf eine entsprechende Höhe eingestellt. Es folgt die Anbringung der entsprechenden elektrischen Verbindungen.

Nach Abdunkeln des Raumes werden die Messungen durchgeführt. Der Proband führt Unterberger-Tretversuch und Romberg-Stehversuch jeweils dreimal nacheinander aus. Mit welchem der beiden Tests begonnen wird, wird für die Probanden anhand ihres Nummerncodes nach dem Prinzip der Zufallszahlen ermittelt.

Die Ausführung der Einzeltests werden jeweils parallel durch Messung mit zebris®-Messsystem und klinische Beurteilung aufgezeichnet bzw. eingeschätzt. Auf die genaue Ausführung von Unterberger-Tretversuch und Romberg-Stehversuch wird an späterer Stelle noch eingegangen.

Zwischen den Einzelmessungen wird jeweils eine Pause von ca. 1 min sowie ca. 3 min beim Wechsel zwischen Tret- und Stehversuch eingelegt. Die Pausen dienen der Erholung des Probanden und zum Wiedereinnehmen der Ausgangsposition. Die Dokumentation der Ergebnisse der zebris®-Messung erfolgt mittels Messprogramm Win-Balance 2.6. Die Abbildungen 8a und 9a zeigen die Datenausgabe des zebris®-Systems am Beispiel typischer Messergebnisse.



Abb. 8 a: Datenausgabe des zebris®-Systems, Romberg-Stehversuch

Abb. 8 b: Proband beim Romberg-Stehversuch

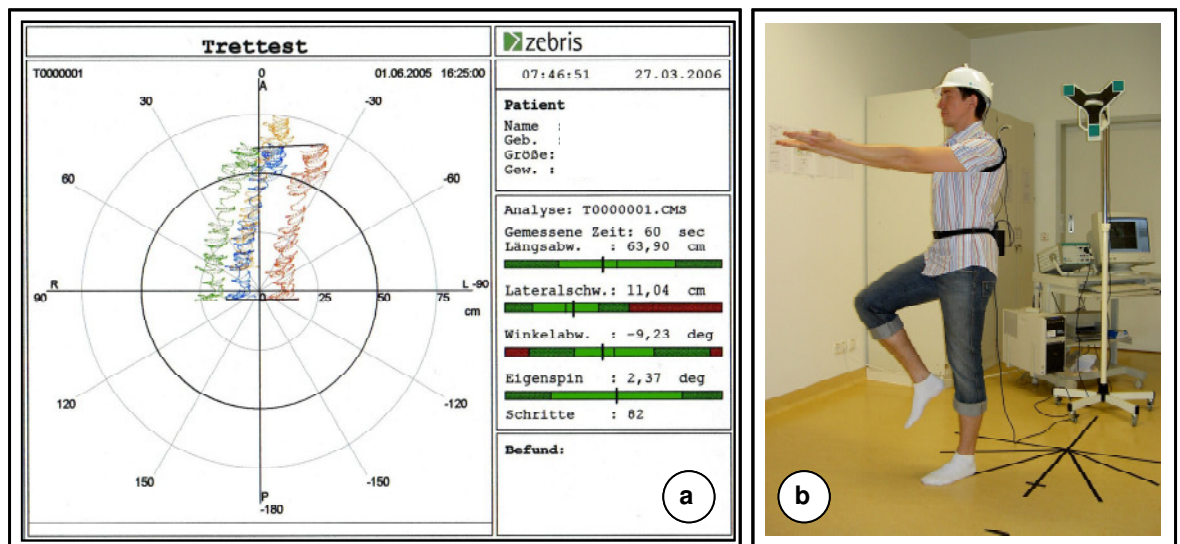


Abb. 9 a: Datenausgabe des zebris®-Systems, Unterberger-Tretversuch

Abb. 9 b: Proband beim Unterberger-Tretversuch

Die Dokumentation der klinischen Beurteilung erfolgt auf dafür erstellten Datenblättern.

Nach Beendigung der sechs Einzelmessungen und vollständiger Dokumentation der Ergebnisse wird die Messtechnik vom Probanden entfernt und für die weiteren Messungen vorbereitet.

Am zweiten Messtag wird zunächst überprüft, ob der Proband unter zum ersten Messtag äquivalenten körperlichen und gesundheitlichen Voraussetzungen untersucht werden kann. Die Einzelmessungen erfolgen in der gleichen Reihenfolge des ersten Messtages. Bei Beginn mit dem Romberg-Stehversuch am ersten Messtag wird auch am zweiten Messtag damit begonnen bzw. wird an beiden Messtagen mit dem Unterberger-Tretversuch begonnen. Den Ablauf der Untersuchungen zeigt Abbildung 10.

	I. Untersuchung (erster Tag)			II. Untersuchung (zweiter Tag)		
Aufnahme	Überprüfung der EK					
Messung	1	2	3	1	2	3
Romberg	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb
Unterberger	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb	kli/zeb

Abb. 10: Ablauf der Testreihe

Die Ausführung der beiden vestibulospinalen Testverfahren wird unter Einbeziehung verschiedener Definitionen in der Literatur (siehe Kapitel 2. 3. und 2. 4.) sowie der von zebris® vorgeschlagenen Form wie folgt festgelegt:

Romberg-Stehversuch: Der Proband steht mit dem Rücken zum Messsensor. Er streckt die Arme in horizontale Vorhalte. Die Handflächen zeigen zur Decke. Die Füße stehen parallel, ungefähr Schulterbreite, ohne sich zu berühren. Mit geschlossenen Augen steht der Proband 1min ruhig und gerade (siehe Abb. 8b). Während der Aufzeichnung der Markerbewegungen durch das Messsystem wird der Proband beobachtet. Der Untersucher steht dabei schräg hinter dem Probanden. Unter Berücksichtigung der subjektiven Einschätzung des Probanden wird eine mögliche Fallneigung beurteilt (klinische Beurteilung). Dabei wird eindeutig zwischen ja oder nein unterschieden. Die Angabe „ja“ erfolgt bei eindeutig erkennbarer und vom Probanden empfundener Fallneigung. Die Angabe „nein“ erfolgt bei nicht erkennbarer und vom Probanden nicht empfundener Fallneigung. Bei nicht eindeutig einzuschätzender Fallneigung erfolgt die Angabe „nicht sicher beurteilbar“.

Unterberger-Tretversuch: Der Proband steht mit dem Rücken zum Messsensor an der Ausgangslinie der Bodenmarkierung. Die Füße sollen sich nicht berühren. Er hält die Arme, mit den Handflächen zur Decke zeigend, in horizontaler Vorhalte. Nun wird der Proband aufgefordert, 1min mit geschlossenen Augen auf der Stelle zu treten (siehe Abb. 9b). Es wird eine Trittfrequenz von ca. 80 Tritten pro Minute angestrebt. Die Aufzeichnung des Ergebnisses erfolgt einerseits durch das Messsystem, andererseits durch Beurteilung der Längsabweichung und der Rotation des Probanden durch den Untersucher (klinische Beurteilung). Der Untersucher steht schräg hinter dem Probanden, um bei einem eventuellen Sturz helfend zu intervenieren. Es werden Ausmaß und Richtung beurteilt. Bei der klinischen Beurteilung erfolgt die Angabe der Längsabweichung in 0,5m-umfassenden Bereichen mit Angabe ob nach vorn oder nach hinten abgewichen wurde. Die Beurteilung der Rotation (self spin) erfolgt klinisch in 30°-Bereichen mit Angabe ob sie nach rechts oder links erfolgte. Dabei wird eine schnelle Einschätzung durch Orientierung an der Bodenmarkierung ermöglicht. Zu Zwecken der statistischen Aufarbeitung erfolgt die Angabe der Längsabweichung und der Rotation als Kategorie der Merkmalsausprägung (siehe Tab. 2).

Merkmal	Ausprägung	Kategorie
Längsabweichung	0	0
	>0 - 0,5m	1
	>0,5 - 1m	2
	>1 - 1,5m	3
	>1,5 - 2m	4
	>2 - 2,5m	5
	>2,5 - 3m	6
	> 3m	7
	nach hinten	-

Merkmal	Ausprägung	Kategorie
Rotation	0	0
	>0 - 30°	1
	>30 - 60°	2
	>60 - 90°	3
	>90 - 120°	4
	>120 - 150°	5
	>150 - 180°	6
	>180 - 210°	7
	>210 - 240°	8
	>240 - 270°	9
	>270 - 300°	10
	>300 - 330°	11
	>330 - 360°	12
	> 360°	13
	nach links	-

Tab. 2: Kategorien der Merkmalsausprägung der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch

Die Messung der einminütigen Untersuchungszeit erfolgt bei beiden Tests durch das Messprogramm, welches nach 1min automatisch die Aufzeichnung stoppt.

Sowohl Romberg- als auch Unterberger-Versuch werden von den Probanden ohne Schuhe durchgeführt, um eine Beeinträchtigung des Messergebnisses zu vermeiden. Die Probanden tragen bequeme Kleidung, welche die Bewegungsfreiheit nicht beeinflusst.

Die Datenblätter zur Dokumentation finden sich im Anhang (Anhang 3 und 4).

4. 3. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Ergebnisse und graphische Darstellung erfolgt unter Verwendung der Computerprogramme Microsoft® Excel sowie SPSS 13.0 für Windows.

Die Analyse der Reliabilität des zebri®-Messverfahrens erfolgt durch Beurteilung der Intrasession-Reliabilität und der Intersession-Reliabilität (test-retest-Reliabilität). Dazu wird als geeigneter Parameter zur Einschätzung der Reliabilität der Intraclass-Korrelations-Koeffizient (ICC) bestimmt. Er gilt als adäquates Maß für die Berechnung der Zuverlässigkeit der Übereinstimmung klinischer Befunde (Fleiss, 1986) und ist statistisch gesehen ein Maß für den Zusammenhang beobachteter Merkmalswerte innerhalb einer Klasse (Hartung, 1999). Die

Beurteilung der Intrasession-Reliabilität erfolgt durch Berechnung der ICCs für die Messwerte innerhalb eines Messtages. Die Beurteilung der Intersession-Reliabilität erfolgt durch Berechnung der ICCs für die Übereinstimmung der Messwerte zwischen beiden Messtagen. Die Interpretation der ICC-Werte zur Einschätzung der Reliabilität erfolgt nach Bortz et al. (2000) folgendermaßen:

- | | |
|-----------------|--------------------|
| - ICC > 0,9 | hoch |
| - ICC 0,7 – 0,9 | zufrieden stellend |
| - ICC 0,5 – 0,7 | ausreichend |
| - ICC < 0,5 | nicht ausreichend |

Zur Beurteilung der Validität der Ultraschalltopometrie erfolgt ein Vergleich der gemessenen Werte mit den Ergebnissen der klinischen Beurteilung der vestibulospinalen Tests. Als geeignetes Maß zur Beurteilung der Validität wird der Rangkorrelationskoeffizient nach Spearman (Spearman-Rho) bestimmt. Er gilt unter der Voraussetzung wenigstens ordinal skalierten Daten als geeignetes Zusammenhangsmaß (Krauss et al, 1988).

Die Testung auf Signifikanz erfolgt zweiseitig mittels Mann-Whitney-U-Test. Dabei wird die zentrale Tendenz von zwei unabhängigen Stichproben verglichen. Im Falle einer Signifikanz des Mann-Whitney-U-Tests kann man von einem Unterschied der Mediane der zu vergleichenden Populationen ausgehen (Bortz et al., 2003).

5. Ergebnisse

Es werden jeweils die Messwerte der zebris®-Messungen sowie die klinische Beurteilung der Testausführungen der 30 Probanden erhoben.

Für den Unterberger-Tretversuch werden dabei mittels zebris®-Messsystem die folgenden Parameter ermittelt: Längsabweichung (long deviation) in cm, Seitschwankung (lateral sway) in cm, Winkelabweichung (angle deviation) in deg, Eigenspin (self spin) in deg und Schrittzahl (steps). Bei der klinischen Einschätzung werden Längsabweichung in cm und Rotation in deg beurteilt.

Für den Romberg-Stehversuch werden die zebris®-Messwerte Längsschwankung (long sway) in cm, Seitschwankung (lateral sway) in cm und Stirnbestreichungsfläche (head area) in cm² ermittelt. Klinisch erfolgt die Einschätzung der Fallneigung.

5. 1. Ergebnisse der vestibulospinalen Tests

5. 1. 1. Ergebnisse der Ultraschalltopometrie

5. 1. 1. 1. Romberg-Stehversuch

Im Folgenden werden die Messergebnisse der Ultraschalltopometrie des Romberg-Stehversuches beschrieben. Zunächst seien die Ergebnisse der drei Messungen des ersten Untersuchungstages dargestellt. Die Ergebnisse bei Betrachtung des gesamten Probandenkollektives sind in folgender Tabelle (Tab. 3) deskriptiv statistisch aufgearbeitet.

Untersuchung I	long sway			lat sway			head area		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	5,43	5,16	5,58	2,47	2,45	2,8	13,97	13,06	16,72
Median	4,48	5,14	4,93	2,29	2,3	2,8	11,7	11,92	12,79
Standardabweichung	2,43	1,92	2,59	0,81	0,95	1,05	8,72	7,34	11,44
Standardfehler des MW	0,44	0,35	0,47	0,15	0,17	0,19	1,59	1,34	2,09
25. Perzentil	3,79	3,59	3,92	1,83	1,73	2,09	7,74	7,32	8,65
75. Perzentil	5,94	6,1	6,1	2,95	2,82	3,46	19,55	16,74	22,61
Varianz	5,89	3,67	6,72	0,66	0,89	1,11	75,97	53,91	130,84
Gültige n	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30

Tab. 3: Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 30

Betrachtet man männliche und weibliche Probanden isoliert, so finden sich die folgenden Ergebnisse für den ersten Untersuchungstag (Tab. 4).

	Untersuchung I	long sway			lat sway			head area		
		1	2	3	1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	4,81	4,95	4,83	2,38	2,72	2,78	11,94	11,87	14,36
	Standardabweichung	2,04	1,53	2,13	0,64	0,64	1,17	7,61	5,93	9,47
	Varianz	4,18	2,35	4,53	0,42	0,41	1,37	57,91	35,17	89,72
♀	Mittelwert (MW)	6,05	5,36	6,32	2,56	2,62	2,82	16	14,26	19,07
	Standardabweichung	2,68	2,27	2,86	0,97	1,17	0,96	9,52	8,57	13,02
	Varianz	7,19	5,17	8,19	0,94	1,37	0,93	90,59	73,44	169,4

Tab. 4: Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 2 x 15

Die drei Messungen des zweiten Untersuchungstages erbringen die nachstehenden Ergebnisse. Tabelle 5 beschreibt die Ergebnisse der gesamten Probandengruppe.

Untersuchung II	long sway			lat sway			head area		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	5,02	5,24	5,49	2,53	3,29	2,88	13,69	19,48	16,42
Median	4,43	4,91	4,97	2,38	2,53	2,55	11,58	13,24	11,86
Standardabweichung	2,34	2,47	2,42	1,02	2,17	1,39	9,95	18,37	11,75
Standardfehler des MW	0,43	0,45	0,44	0,19	0,4	0,25	1,82	3,35	2,14
25. Perzentil	3,7	3,44	3,97	1,81	2,12	2,07	7,07	7,19	7,7
75. Perzentil	5,67	6,47	6,58	3,12	4,27	3,45	17,54	26,43	23,38
Varianz	5,47	6,08	5,85	1,03	4,73	1,93	98,99	337,6	137,96
Gültige n	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30	n=30

Tab. 5: Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 30

Die statistische Beschreibung der Messergebnisse des zweiten Untersuchungstages bei Vergleich männlicher und weiblicher Probanden gibt Tabelle 6 wieder.

	Untersuchung II	long sway			lat sway			head area		
		1	2	3	1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	4,83	5,14	5,56	2,31	3,61	3	12,22	21,56	17,18
	Standardabweichung	1,96	2,5	2,21	0,96	2,89	1,79	10,32	22,96	13,26
	Varianz	3,86	6,27	4,87	0,91	8,36	3,19	106,5	527,2	175,9
♀	Mittelwert (MW)	5,21	5,35	5,42	2,75	2,97	2,75	15,15	17,39	15,67
	Standardabweichung	2,72	2,51	2,69	1,06	1,1	0,88	9,69	12,76	10,43
	Varianz	7,4	6,31	7,24	1,12	1,22	0,78	93,93	162,7	108,7

Tab. 6: Romberg-Stehversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 2 x 15

5. 1. 1. 2. Unterberger-Tretversuch

Die Ergebnisse des Unterberger-Tretversuches für die beiden Untersuchungstage lassen sich deskriptiv wie folgt zusammenfassen (siehe Tab. 7, Tab. 8, Tab. 9).

Untersuchung I	long dev			lat sway			ang dev			self spin			steps		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	94,88	84,44	71,18	13,96	13,03	12,25	-11	-3,07	-6,46	5,57	1,49	4,88	73,41	75,63	80,79
Median	101,25	64,28	57,78	11,79	12,55	11,12	2,54	-9,23	-5,49	6,3	2,37	-2,25	74	76	80
Standardabweichung	53,06	46,16	48,71	7,55	3,95	4,28	55,65	56,88	71,68	79,3	70,89	62,68	13,18	16,13	14,67
Standardfehler des MW	10,03	8,57	8,89	1,43	0,75	0,79	10,52	10,56	13,09	14,99	13,16	11,44	2,54	3,11	2,77
25. Perzentil	43,26	51,25	39,55	9,92	10,66	9,44	-34,25	-33,68	-26,89	-31,89	-49,66	-32,02	62	64	68,5
75. Perzentil	137,16	122,28	94,56	15,65	14,48	14,23	26,01	21,43	28,42	68,91	53,38	54,38	84	92	92
Varianz	2815	2130,4	2372,8	56,96	15,62	18,33	3097,2	3235,1	5138,7	6288,2	5024,9	3928,6	173,79	260,32	215,21
Gültige n	n=28	n=29	n=30	n=28	n=28	n=29	n=28	n=29	n=30	n=28	n=29	n=30	n=27	n=27	n=28

Untersuchung II	long dev			lat sway			ang dev			self spin			steps		
	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	61,77	66,59	62,58	15,02	12,68	12,2	-6,29	-5,75	-14,56	-11,29	7,12	0,73	72,21	74,41	74,55
Median	46,4	69,66	44,29	11,54	11,35	11,06	-8,44	-8,93	-6,11	-2,36	6,36	-1,01	72	78	78
Standardabweichung	49,51	42,51	47,41	10,2	4,65	3,68	73,47	65,37	71,38	61,35	62,27	56,1	15,31	20,67	19,04
Standardfehler des MW	9,36	7,89	8,65	1,93	0,86	0,68	13,88	12,14	13,03	11,59	11,56	10,24	2,89	3,84	3,54
25. Perzentil	22,86	22,46	26,42	9,53	9,11	9,3	-59,53	-29,76	-39,45	-42,52	-34,58	-24,09	60,5	59	61
75. Perzentil	95,58	100,48	87,26	18,31	15,22	15,05	24,9	28,03	17,63	37,74	54,5	37,05	83,5	88	86
Varianz	2451,1	1807,4	2247,3	104,04	21,63	13,54	5398,2	4272,7	5094,5	3764,1	3877,6	3147,3	234,47	427,25	362,54
Gültige n	n=28	n=29	n=30	n=28	n=29	n=29	n=28	n=29	n=30	n=28	n=29	n=30	n=28	n=29	n=29

Tab. 7: Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchungen I und II, n = 30

Untersuchung I		long dev			lat sway			ang dev			self spin			steps		
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	104,38	82,14	64,97	13,26	13,38	13,09	-5,39	-14,72	-32,51	-4,66	-19,69	-4,58	80,43	79,47	82,93
	Standardabweichung	49,56	45,10	42,40	4,44	4,43	4,18	38,33	53,27	55,69	71,04	59,00	52,31	11,13	11,94	12,98
	Varianz	2456,4	2034,2	1797,3	19,72	19,63	17,47	1468,8	2837,2	3101,0	5047,4	3480,7	2736,0	123,80	142,55	168,50
♀	Mittelwert (MW)	85,37	86,90	77,38	14,66	12,62	11,36	-16,62	9,42	19,59	15,81	24,18	14,35	65,85	70,83	78,31
	Standardabweichung	56,53	48,84	55,09	9,88	3,45	4,36	69,97	59,90	78,03	88,25	77,48	72,18	11,09	19,72	16,59
	Varianz	3195,6	2385,2	3035,2	97,52	11,92	18,99	4895,8	3587,8	6089,1	7787,2	6002,4	5209,9	122,97	388,70	275,23

Tab. 8: Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchung I, n = 2 x 15

Untersuchung II		long dev			lat sway			ang dev			self spin			steps		
		1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	54,48	56,31	53,34	13,95	13,24	12,61	-28,74	-22,73	-37,14	-1,95	-8,19	-18,27	74,53	75,20	76,29
	Standardabweichung	54,81	40,40	41,66	5,19	5,14	3,24	70,30	54,95	59,65	52,80	58,44	51,26	17,36	19,82	18,58
	Varianz	3003,6	1632,1	1735,5	26,91	26,40	10,50	4941,9	3019,4	3558,3	2787,7	3415,4	2627,1	301,41	393,03	345,14
♀	Mittelwert (MW)	70,18	77,61	71,82	16,26	12,09	11,83	19,63	12,45	8,03	-22,06	23,52	19,73	69,54	73,57	72,93
	Standardabweichung	43,22	43,39	52,31	14,13	4,17	4,13	70,87	72,54	76,82	70,59	64,14	55,84	12,71	22,26	19,97
	Varianz	1867,9	1882,4	2736,6	199,57	17,42	17,03	5022,3	5261,8	5901,5	4982,3	4113,5	3118,6	161,44	495,49	398,78

Tab. 9: Unterberger-Tretversuch, zebris®, Untersuchung II, n = 2 x 15

5. 1. 2. Ergebnisse der klinischen Beurteilung

5. 1. 2. 1. Romberg-Stehversuch

Bei der klinischen Beurteilung der Testausführung beim Romberg-Stehversuch wird erfasst, ob sich bei den Probanden eine Fallneigung feststellen lässt (siehe Kapitel 4. 2. 2.). Eine Fallneigung kann bei keinem der Probanden, bei keiner einzigen Messung, beschrieben werden.

5. 1. 2. 2. Unterberger-Tretversuch

Die Ergebnisse des Unterberger-Tretversuches lassen sich wie folgt beschreiben (siehe Tab. 10 und Tab. 11). Die dargestellten Parameter beschreiben die kategoriale Ausprägung der Messwerte (siehe Kapitel 4. 2. 2.).

Untersuchung I	long dev			self spin		
	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	2,15	1,83	1,47	0,19	0,62	0,5
Median	2	2	1	1	-1	1
Standardabweichung	1,23	1,36	1,41	3,46	3,65	2,93
Standardfehler des MW	0,24	0,25	0,26	0,67	0,68	0,54
25. Perzentil	1	1	1	-2	-2	-1,25
75. Perzentil	3	2,5	2	3	3,5	2,25
Varianz	1,52	1,86	1,98	12	13,32	8,6
Gültige n	n=27	n=29	n=30	n=27	n=29	n=30

Untersuchung II	long dev			self spin		
	1	2	3	1	2	3
Mittelwert (MW)	1,54	1,38	1,3	0,36	0,62	0,43
Median	1	1	1	1	1	0
Standardabweichung	1,37	1,15	1,53	3,29	3,1	3,06
Standardfehler des MW	0,26	0,21	0,28	0,62	0,58	0,56
25. Perzentil	1	1	1	-1,75	-1,5	-1
75. Perzentil	2	2	2	2	2,5	2
Varianz	1,89	1,32	2,36	10,83	9,6	9,36
Gültige n	n=28	n=29	n=30	n=28	n=29	n=30

Tab. 10: Ergebnisse der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch, n = 30

Untersuchung I		long dev			self spin		
		1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	2,36	1,8	1,47	-0,43	-1	-0,33
	Standardabweichung	1,08	1,37	1,12	3,03	2,54	2,09
	Varianz	1,17	1,89	1,27	9,19	6,43	4,38
♀	Mittelwert (MW)	1,71	1,86	1,47	0,71	2,36	1,33
	Standardabweichung	1,54	1,41	1,68	3,77	3,93	3,46
	Varianz	2,37	1,98	2,84	14,22	15,48	11,95

Untersuchung II		long dev			self spin		
		1	2	3	1	2	3
♂	Mittelwert (MW)	1,53	1,33	1,2	0,4	0	-0,07
	Standardabweichung	1,41	1,05	1,21	3,44	3,16	3,47
	Varianz	1,98	1,1	1,46	11,83	10	12,07
♀	Mittelwert (MW)	1,54	1,43	1,4	0,31	1,29	0,93
	Standardabweichung	1,39	1,28	1,84	3,25	3	2,6
	Varianz	1,94	1,65	3,4	10,56	8,99	6,78

Tab. 11: Ergebnisse der klinischen Beurteilung, Unterberger-Tretversuch, n = 2 x 15

5. 2. Reliabilität

5. 2. 1. Reliabilität der Ultraschalltopometrie

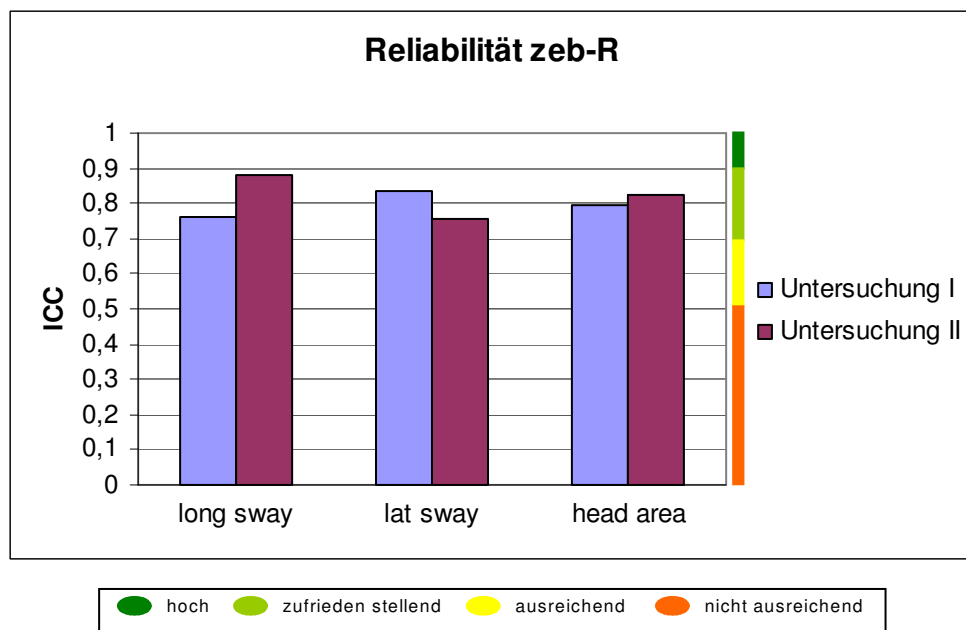
5. 2. 1. 1. Romberg-Stehversuch

Die Analyse der Intrasession-Reliabilität des zebris®-Messverfahrens erbringt für den Romberg-Stehversuch die in Tabelle 12 und Abbildung 11 dargestellten ICC-Werte. Das Verfahren kann somit in Bezug auf alle untersuchten Messparameter als zufrieden stellend reliabel gelten. Diese Aussage lässt sich sowohl für die Ergebnisse des ersten als auch die Ergebnisse des zweiten Untersuchungstages treffen.

Untersuchung I (1. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	ICC
long sway [cm]	5,4	2,4	5,2	1,9	5,6	2,6	0,759
lat sway [cm]	2,5	0,8	2,4	0,9	2,8	1,1	0,834
head area [cm ²]	14	8,7	13,1	7,3	16,7	11,4	0,797

Untersuchung II (2. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	ICC
long sway [cm]	5	2,3	5,2	2,5	5,5	2,4	0,879
lat sway [cm]	2,5	1	3,3	2,2	2,9	1,4	0,757
head area [cm ²]	13,7	9,9	19,5	18,4	16,4	11,7	0,824

**Tab. 12: Romberg-Stehversuch, Intrasection-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**



**Abb. 11: Romberg-Stehversuch, Intrasection-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**

Vergleicht man die Intrasection-Reliabilität geschlechtsspezifisch, so ist diese als zufrieden stellend bis hoch zu beurteilen (siehe Tab. 13). Dabei zeigen sich am zweiten Untersuchungstag höhere ICC-Werte für alle drei Messparameter bei den weiblichen Probanden. Auf dem 0,05-Niveau lassen sich keine signifikanten geschlechtsspezifischen Unterschiede der Messwerte feststellen.

Untersuchung I (1. Tag)		
	ICC ♂	ICC ♀
long sway [cm]	0,731	0,756
lat sway [cm]	0,786	0,864
head area [cm ²]	0,8	0,78

Untersuchung II (2. Tag)		
	ICC ♂	ICC ♀
long sway [cm]	0,846	0,902
lat sway [cm]	0,743	0,863
head area [cm ²]	0,796	0,899

Tab. 13: Romberg-Stehversuch, Intrassession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15

Die Betrachtung der Intersession-Reliabilität zeigt folgende ICC-Werte (Tab. 14):

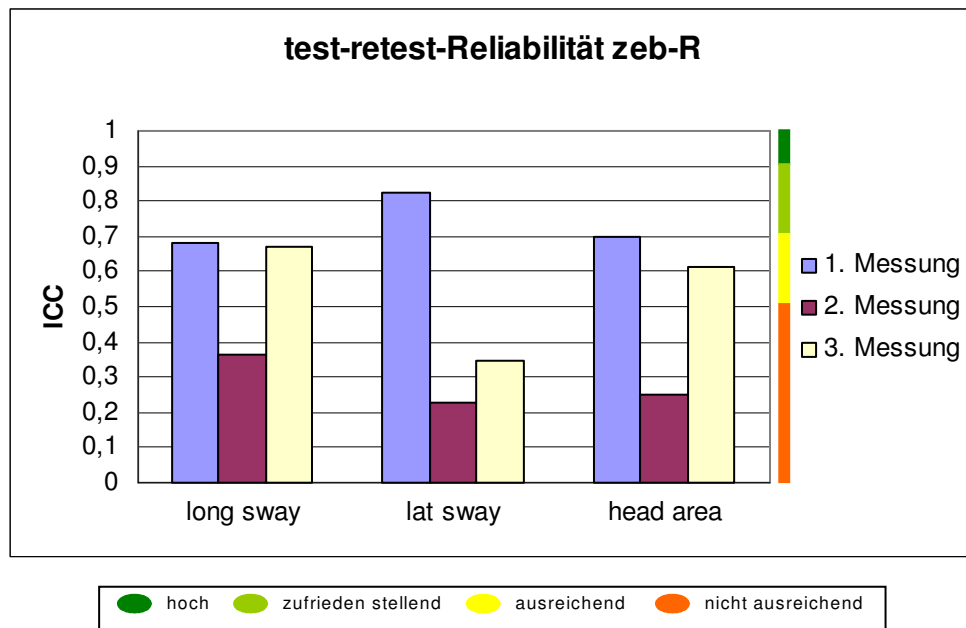
I. Untersuchungstag-1. Messung / II. Untersuchungstag-1. Messung (I-1/II-1)					
	I-1		II-1		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long sway [cm]	5,4	2,4	5	2,3	0,681
lat sway [cm]	2,5	0,8	2,5	1	0,824
head area [cm ²]	14	8,7	13,7	9,9	0,7

I. Untersuchungstag-2. Messung / II. Untersuchungstag-2. Messung (I-2/II-2)					
	I-2		II-2		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long sway [cm]	5,2	1,9	5,2	2,5	0,364
lat sway [cm]	2,4	0,9	3,3	2,2	0,226
head area [cm ²]	13,1	7,3	19,5	18,4	0,252

I. Untersuchungstag-3. Messung / II. Untersuchungstag-3. Messung (I-3/II-3)					
	I-3		II-3		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long sway [cm]	5,6	2,6	5,5	2,4	0,67
lat sway [cm]	2,8	1,1	2,9	1,4	0,347
head area [cm ²]	16,7	11,4	16,4	11,7	0,614

Tab. 14: Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30

Die höchste Intersession-Reliabilität, mit zufrieden stellend zu bewerten, lässt sich für die erste Messung beider Untersuchungstage ableiten. Der Vergleich der zweiten Messung der beiden Tage weist eine nicht ausreichende Intersession-Reliabilität auf. Die Messwerte der dritten Messung zeigen, mit Ausnahme des Parameters Seitschwankung, ausreichende Reliabilität (siehe Abb. 12). Es findet sich auf dem 0,05-Niveau kein signifikanter Unterschied der Messwerte der drei Messungen.



**Abb. 12: Romberg-Stehversuch, Intersession-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**

Der Vergleich der Intersession-Reliabilität zwischen männlichen und weiblichen Probanden ergibt bessere ICC-Werte in der weiblichen Probandengruppe (siehe Tab. 15). Dies zeigt sich bei der Analyse der Übereinstimmung für alle drei Messungen. Abbildung 13 verdeutlicht dies am Beispiel der Intersession-Reliabilität der ersten Messung an beiden Untersuchungstagen. Ein signifikanter Unterschied der Messwerte männlicher und weiblicher Probanden lässt sich auf dem 0,05-Niveau nicht nachweisen.

I. Tag-1. Messung / II. Tag-1. Messung (I-1/II-1)		
	ICC ♂	ICC ♀
long sway [cm]	0,177	0,853
lat sway [cm]	0,675	0,904
head area [cm ²]	0,456	0,84

I. Tag-2. Messung / II. Tag-2. Messung (I-2/II-2)		
	ICC ♂	ICC ♀
long sway [cm]	0,206	0,459
lat sway [cm]	0,152	0,556
head area [cm ²]	0,218	0,4

I. Tag-3. Messung / II. Tag-3. Messung (I-3/II-3)		
	ICC ♂	ICC ♀
long sway [cm]	0,493	0,798
lat sway [cm]	-0,003	0,88
head area [cm ²]	0,206	0,892

Tab. 15: Romberg-Stehversuch, Inter-session-Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15

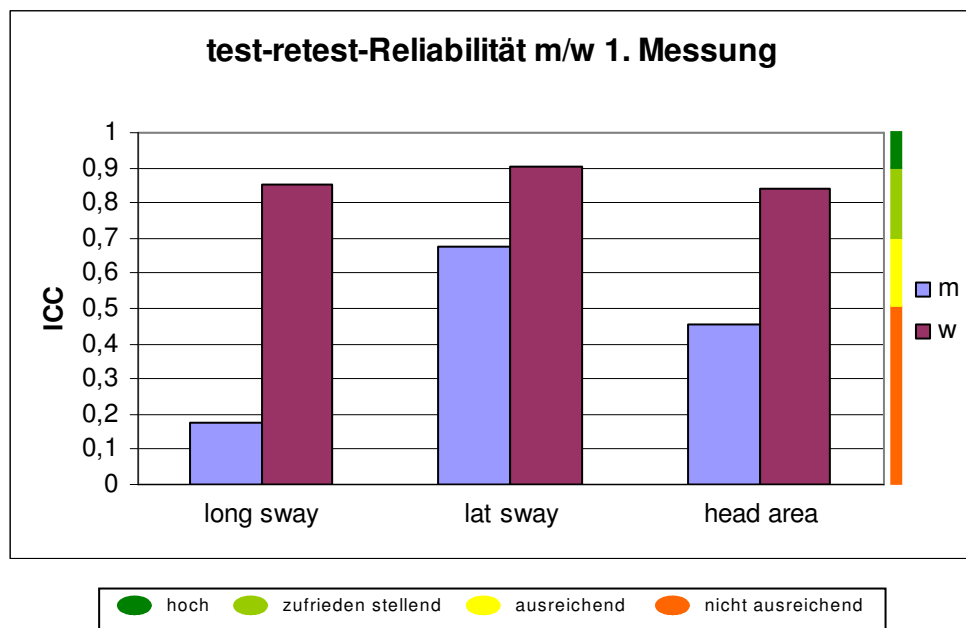


Abb. 13: Romberg-Stehversuch, Inter-session-Reliabilität der 1. Messung, zebris®, n = 2 x 15

5. 2. 1. 2. Unterberger-Tretversuch

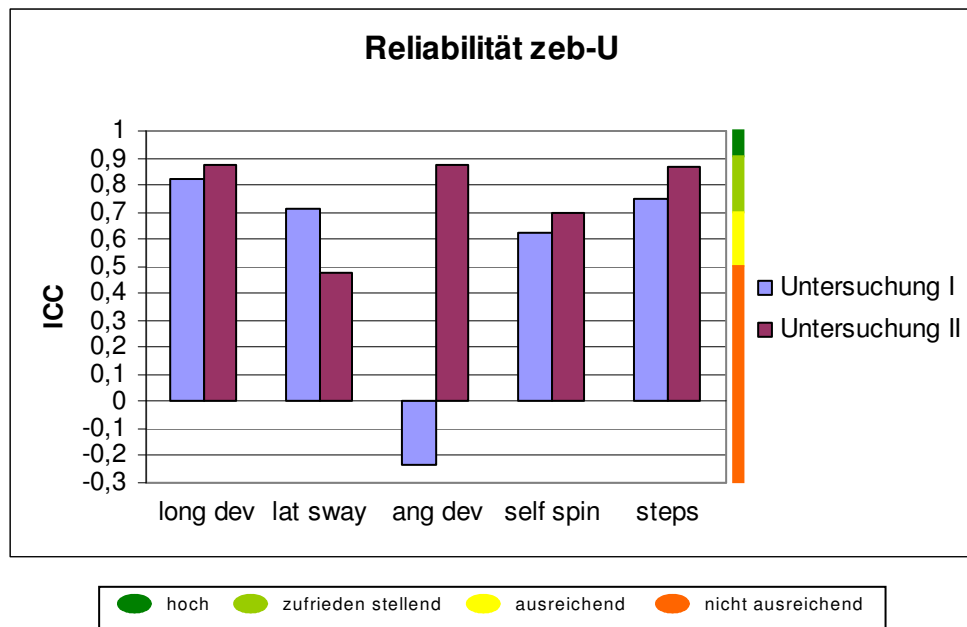
Die Intrasession-Reliabilität der fünf untersuchten Messparameter ist ausreichend bis hoch. Eine Ausnahme ergibt sich in Bezug auf den Messparameter Winkelabweichung am ersten Untersuchungstag (siehe Tab. 16 und Tab. 17 sowie Abb. 14). Hier zeigt sich eine nicht ausreichende Intrasession-Reliabilität (siehe Abb. 14).

Dies spiegelt sich auch bei isolierter Betrachtung der männlichen und weiblichen Probandengruppen für beide Geschlechter wider (siehe Tab. 17). Es finden sich auf dem 0,05-Niveau signifikante Unterschiede zwischen männlichen und weiblichen Probanden für den Parameter Schrittzahl am ersten Untersuchungstag, nicht jedoch am zweiten, sowie für den Parameter Winkelabweichung am zweiten Untersuchungstag, nicht jedoch am ersten. Für die Parameter Längsabweichung, Seitschwankung und Eigenspin lassen sich keine geschlechtsbezogenen signifikanten Unterschiede nachweisen.

Untersuchung I (1. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	ICC
long deviation [cm]	94,9	53,1	84,4	46,2	71,2	48,7	0,82
lateral sway [cm]	14	7,5	13	4	12,3	4,3	0,71
angle deviation [deg]	-11	55,7	-3,1	56,9	-6,5	71,7	-0,23
self spin [deg]	5,6	79,3	1,5	70,9	4,9	62,7	0,62
Stepps	73,4	13,2	75,6	16,1	80,8	14,7	0,752

Untersuchung II (2. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	ICC
long deviation [cm]	61,8	49,5	66,6	42,5	62,6	47,4	0,871
lateral sway [cm]	15	10,2	12,7	4,7	12,2	3,7	0,473
angle deviation [deg]	-6,3	73,5	-5,7	65,4	-14,6	71,4	0,876
self spin [deg]	-11,3	61,4	7,1	62,3	0,7	56,1	0,695
Stepps	72,2	15,3	74,4	20,7	74,6	19	0,865

**Tab. 16: Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**



**Abb. 14: Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**

Untersuchung I (1. Tag)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation [cm]	0,821	0,848
lateral sway [cm]	0,971	0,485
angle deviation [deg]	-0,829	-0,154
self spin [deg]	0,641	0,571
steps	0,896	0,559

Untersuchung II (2. Tag)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation [cm]	0,912	0,797
lateral sway [cm]	0,911	0,216
angle deviation [deg]	0,797	0,908
self spin [deg]	0,737	0,717
steps	0,973	0,711

**Tab. 17: Unterberger-Tretversuch,
Intrasession-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15**

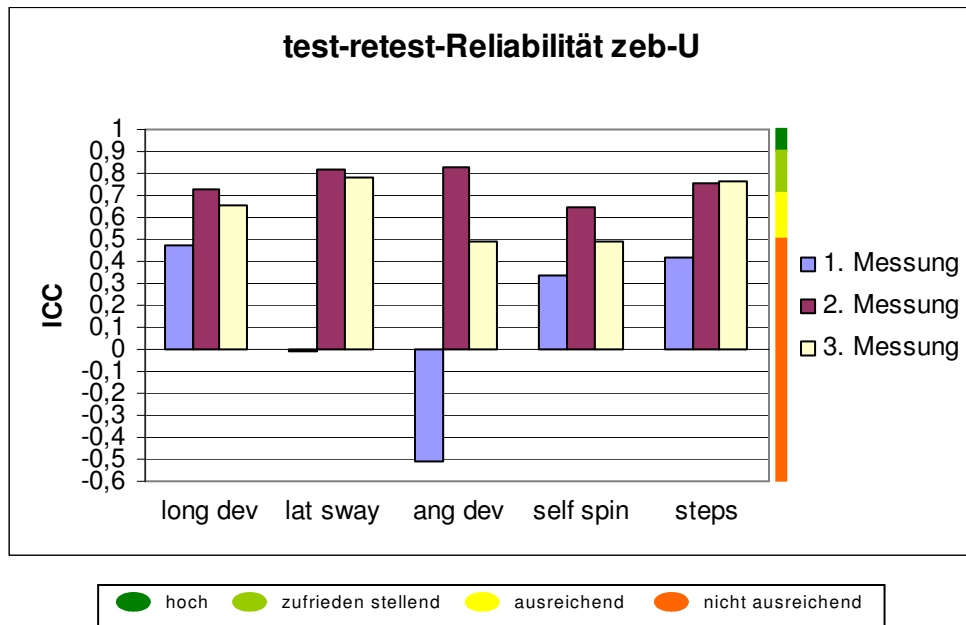
Die Analyse der Intersession-Reliabilität erbringt die beste Bewertung für die zweite Messung an beiden Untersuchungstagen. Sie zeigt sich für alle untersuchten Messparameter als zufrieden stellend. Auch die dritte Messung weist ausreichende bis zufrieden stellende Reliabilität auf. Für die erste Messung ergibt sich keine ausreichende Reliabilität. Wobei signifikante Unterschiede zwischen den drei Messungen auf dem 0,05-Niveau nicht nachweisbar sind. Die entsprechenden ICC-Werte zeigt Tabelle 18. Abbildung 15 macht diese Ergebnisse deutlich. Bei Beurteilung der Intersession-Reliabilität zeigen sich diese Ergebnisse sowohl für die gesamte Probandengruppe als auch isoliert für männliche und weibliche Probanden (siehe Tab. 19).

I. Untersuchungstag-1. Messung / II. Untersuchungstag-1. Messung (I-1/II-1)					
	I-1		II-1		
	MW	SD	MW	SD	ICC
Long deviation [cm]	94,9	53,1	61,8	49,5	0,477
lateral sway [cm]	14	7,5	15	10,2	-0,011
angle deviation [deg]	-11	55,7	-6,3	73,5	-0,506
Self spin [deg]	5,6	79,3	-11,3	61,4	0,332
steps	73,4	13,2	72,2	15,3	0,417

I. Untersuchungstag-2. Messung / II. Untersuchungstag-2. Messung (I-2/II-2)					
	I-2		II-2		
	MW	SD	MW	SD	ICC
Long deviation [cm]	84,4	46,2	66,6	42,5	0,728
lateral sway [cm]	13	4	12,7	4,7	0,821
angle deviation [deg]	-3,1	56,9	-5,7	65,4	0,83
Self spin [deg]	1,5	70,9	7,1	62,3	0,648
steps	75,6	16,1	74,4	20,7	0,757

I. Untersuchungstag-3. Messung / II. Untersuchungstag-3. Messung (I-3/II-3)					
	I-3		II-3		
	MW	SD	MW	SD	ICC
Long deviation [cm]	71,2	48,7	62,6	47,4	0,654
lateral sway [cm]	12,3	4,3	12,2	3,7	0,778
angle deviation [deg]	-6,5	71,7	-14,6	71,4	0,492
Self spin [deg]	4,9	62,7	0,7	56,1	0,49
steps	80,8	14,7	74,6	19	0,762

**Tab. 18: Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**



**Abb. 15: Unterberger-Tretversuch, Inter-session-Reliabilität
Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 30**

I. Tag-1. Messung / II. Tag-1. Messung (I-1/II-1)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation [cm]	0,491	0,647
lateral sway [cm]	0,915	-0,46
angle deviation [deg]	-0,017	-0,965
self spin [deg]	0,489	0,195
steps	0,249	0,472

I. Tag-2. Messung / II. Tag-2. Messung (I-2/II-2)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation [cm]	0,761	0,689
lateral sway [cm]	0,941	0,417
angle deviation [deg]	0,627	0,952
self spin [deg]	0,381	0,744
steps	0,808	0,718

I. Tag-3. Messung / II. Tag-3. Messung (I-3/II-3)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation [cm]	0,806	0,517
lateral sway [cm]	0,849	0,694
angle deviation [deg]	-0,02	0,542
self spin [deg]	0,394	0,486
steps	0,823	0,711

**Tab. 19: Unterberger-Tretversuch, Inter-session-
Reliabilität Ultraschalltopometrie (zebris®), n = 2 x 15**

5. 2. 2. Reliabilität der klinischen Beurteilung

5. 2. 2. 1. Intrasession-Reliabilität

Die untersuchten Messparameter Längsabweichung (long dev) und Rotation (self spin) zeigen bei Betrachtung aller Probanden an beiden Untersuchungstagen zufrieden stellende Intrasession-Reliabilität (siehe Tab. 20 und Abb. 16).

Untersuchung I (1. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	
Long deviation	2,1	1,2	1,8	1,4	1,5	1,4	0,756
self spin	0,2	3,5	0,6	3,6	0,5	2,9	0,576

Untersuchung II (2. Tag)							
	1. Messung		2. Messung		3. Messung		ICC
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	
Long deviation	1,5	1,4	1,4	1,1	1,3	1,5	0,86
self spin	0,4	3,3	0,6	3,1	0,4	3,1	0,792

Tab. 20: Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30

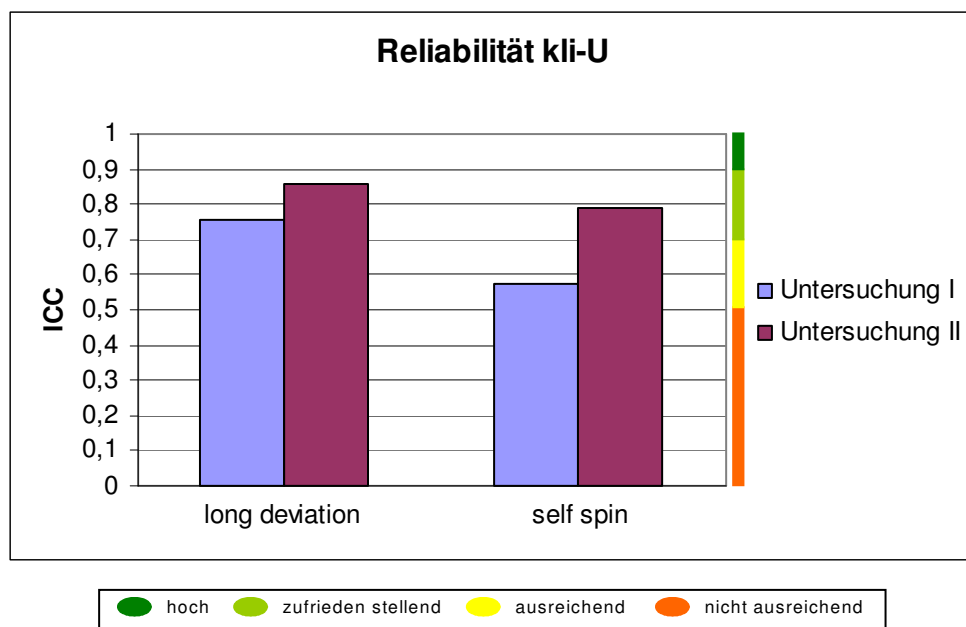


Abb. 16: Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30

Isolierte Betrachtung männlicher und weiblicher Probanden ergibt ausreichende bis hohe Intrasession-Reliabilität für beide Geschlechter. Wobei die meisten ICC-Werte im zufrieden stellenden Bereich einzuordnen sind (siehe Tab. 21).

Untersuchung I (1. Tag)			Untersuchung II (2. Tag)		
	ICC ♂	ICC ♀		ICC ♂	ICC ♀
long deviation	0,736	0,799	long deviation	0,869	0,852
self spin	0,59	0,423	self spin	0,901	0,548

Tab. 21: Unterberger-Tretversuch, Intrasession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15

5. 2. 2. 2. Intersession-Reliabilität

Für die gesamte Probandengruppe zeigt die Analyse der drei Messungen auf Übereinstimmung an beiden Untersuchungstagen nur für die dritte Messung beider Tage ausreichende bis zufrieden stellende Ergebnisse für alle untersuchten Parameter (siehe Tab. 22 und Abb. 17). Für die Messungen eins und zwei zeigt sich in zumindest jeweils einem der beiden Parameter eine nicht ausreichende Intersession-Reliabilität.

I. Untersuchungstag-1. Messung / II. Untersuchungstag-1. Messung (I-1/II-1)					
	I-1		II-1		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long deviation	2,1	1,2	1,5	1,4	0,353
self spin	0,2	3,5	0,4	3,3	0,501

I. Untersuchungstag-2. Messung / II. Untersuchungstag-2. Messung (I-2/II-2)					
	I-2		II-2		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long deviation	1,8	1,4	1,4	1,1	0,672
self spin	0,6	3,6	0,6	3,1	0,244

I. Untersuchungstag-3. Messung / II. Untersuchungstag-3. Messung (I-3/II-3)					
	I-3		II-3		
	MW	SD	MW	SD	ICC
long deviation	1,5	1,4	1,3	1,5	0,751
self spin	0,5	2,9	0,4	3,1	0,657

Tab. 22: Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30

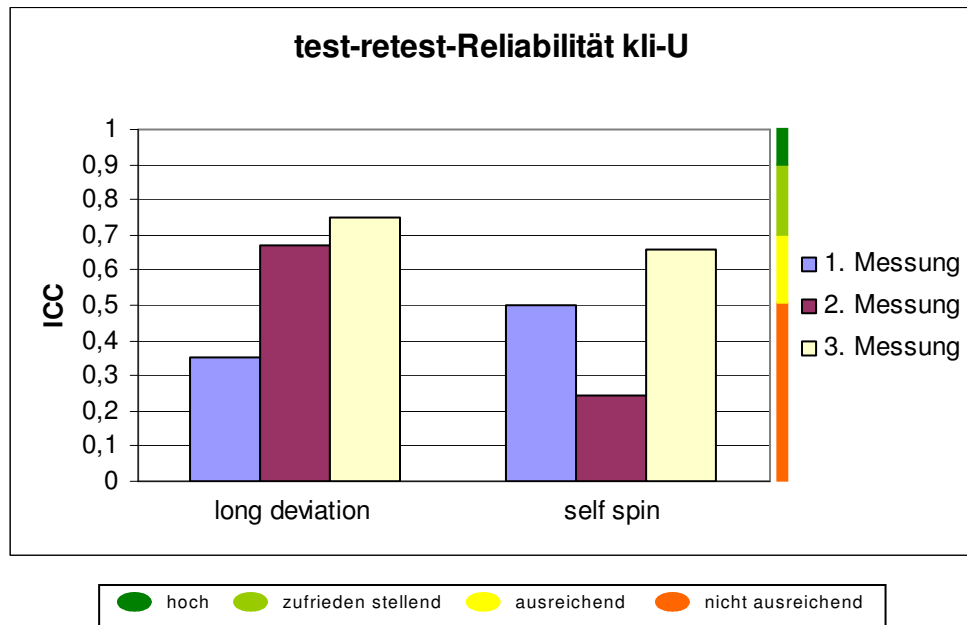


Abb. 17: Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 30

Dieser Sachverhalt zeigt sich auch bei getrennter Betrachtung männlicher und weiblicher Probanden. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 23. Abbildung 18 verdeutlicht dies am Beispiel der dritten Messung.

I. Tag-1. Messung / II. Tag-1. Messung (I-1/II-1)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation	0,073	0,602
self spin	0,605	0,404

I. Tag-2. Messung / II. Tag-2. Messung (I-2/II-2)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation	0,603	0,735
self spin	0	0,128

I. Tag-3. Messung / II. Tag-3. Messung (I-3/II-3)		
	ICC ♂	ICC ♀
long deviation	0,715	0,768
self spin	0,55	0,705

Tab. 23: Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15

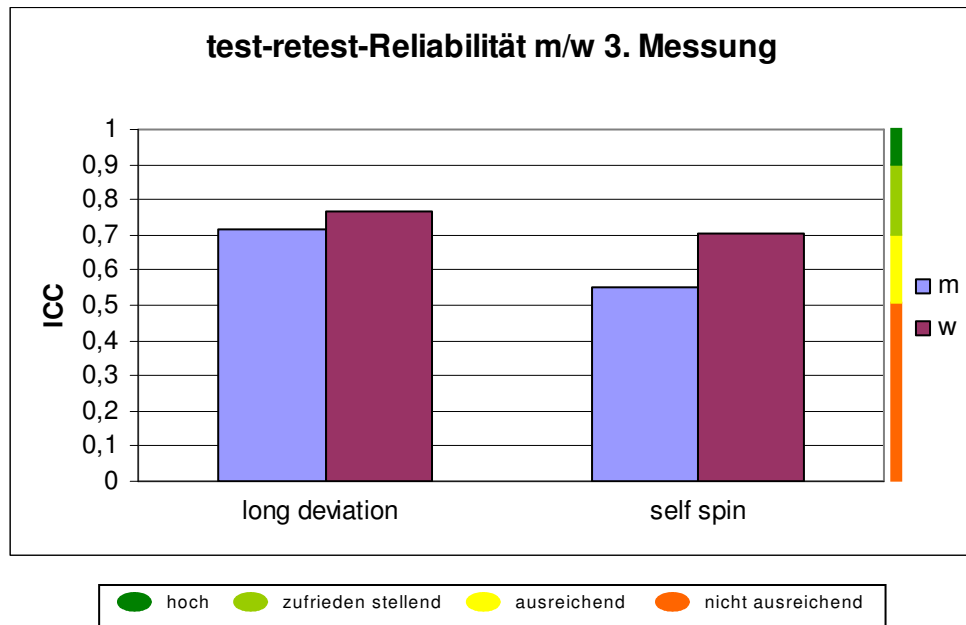


Abb. 18: Unterberger-Tretversuch, Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung, n = 2 x 15

5. 3. Validität der Ultraschalltopometrie

Die Analyse der Validität des Unterberger-Tretversuches erfolgt auf Grundlage der beiden Parameter Längsabweichung (long deviation) und Rotation (self spin), welche die entscheidenden Kriterien zur Bewertung der Testausführung darstellen. Für die beiden verglichenen Parameter kann ein starker Zusammenhang der Ergebnisse ultraschalltopometrisch und klinisch ermittelter Messwerte angenommen werden. Die angegebenen Korrelationen sind, bei zweiseitiger Testung, ausnahmslos auf dem 0,01-Niveau signifikant. Tabelle 24 fasst die Ergebnisse der Validitätsanalyse zusammen. Abbildung 19 verdeutlicht die Übereinstimmung der Ergebnisse von Ultraschalltopometrie und klinischer Beurteilung beim Unterberger-Tretversuch am Beispiel des Parameters Längsabweichung. Es lässt sich ein starker monotoner, linearer Zusammenhang beider Verfahren ableiten.

Untersuchung I+II (Ergebnisse beider Tage)						
	zeb		kli		Spearman-Rho	p
	MW	SD	MW	SD		
long dev	1,99	1	1,6	1,36	0,852	0,01
self spin	0,03	2,59	0,46	3,21	0,842	0,01

Untersuchung I (erster Tag)						
	zeb		kli		Spearman-Rho	p
	MW	SD	MW	SD		
long dev	2,21	1,04	1,8	1,35	0,838	0,01
self spin	0,07	2,78	0,44	3,32	0,854	0,01

Untersuchung II (zweiter Tag)						
	zeb		kli		Spearman-Rho	p
	MW	SD	MW	SD		
long dev	1,77	0,91	1,4	1,35	0,869	0,01
self spin	0	2,41	0,47	3,11	0,844	0,01

Tab. 24: Unterberger-Tretversuch, Validität der Ultraschalltopometrie (zebris®)

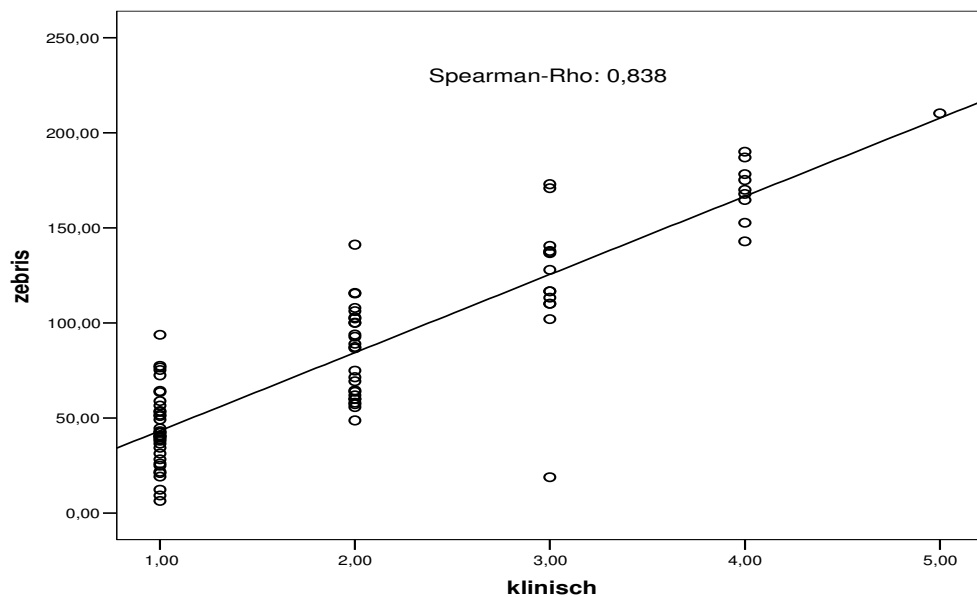


Abb. 19: Unterberger-Tretversuch, Untersuchung I, Korrelation zwischen klinischer Beurteilung und Ultraschalltopometrie für den Parameter long dev

6. Diskussion und Ausblick

Im folgenden Abschnitt werden die Ergebnisse der Studie näher betrachtet. Es erfolgt eine kritische Einschätzung vor dem Hintergrund bisher bekannter Literatur. Dabei wird es schwierig sein, die Ergebnisse mit aktueller Literatur zu vergleichen, da sich zur Methodik der Cranio-Corpo-Graphie kaum aktuelle Arbeiten finden lassen. Die meisten gehen auf Claussen, den Begründer des Verfahrens der CCG, zurück.

Zunächst erfolgt eine Beurteilung der Reliabilität des Verfahrens. Sie erfolgt vergleichend zu den Ergebnissen der klinischen Beurteilung. Es wird diskutiert, ob sich grundlegende Aussagen für die Anwendung vestibulospinaler Tests und insbesondere für die Anwendung der ultraschalltopometrischen Cranio-Corpo-Graphie treffen lassen. Dabei wird auch auf eventuell zu beachtende geschlechtsspezifische Unterschiede eingegangen. Es werden Vor- und Nachteile des Verfahrens angerissen. In einem Ausblick werden Anwendungsmöglichkeiten des Verfahrens diskutiert. Schließlich erfolgt eine kritische Auseinandersetzung mit Methodik, Durchführung und Auswertung der Studie.

Es werden 30 gesunde, erwachsene Probanden, 15 männlich, 15 weiblich, mittels ultraschalltopometrischer Cranio-Corpo-Graphie (Messsystem der Firma zebris®) untersucht. Dabei werden die Ausführungen von Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch mit dem CCG-Messsystem gemessen und parallel dazu nach klinischen Kriterien beurteilt (siehe Kapitel 4. 2. 2.). Die Ergebnisse werden auf Intrasession-Reliabilität und Intersession-Reliabilität analysiert.

Interpretation der Ergebnisse des Romberg-Stehversuches:

Zunächst werden die Ergebnisse des Romberg-Stehversuches näher betrachtet. Claussen (1992) beschreibt den Romberg-Stehversuch als einen „der sprödesten Gleichgewichtstests“. Wohingegen ihn Seidl (1994) als sensibleren Indikator, im Vergleich zum Unterberger-Tretversuch, für Veränderungen der Gleichgewichtsregulation, hier im Rahmen einer Beeinflussung durch erhöhte Blutalkoholkonzentration, herausstellt.

Es werden die drei Parameter Längsschwankung, Seitschwankung und Stirnbestreichungsfläche analysiert.

Der vom Messsystem ebenfalls erfasste Parameter Kopf-Rumpf-Verdrehung (Tortikolliswinkel) bleibt bei der Analyse unbetrachtet. Er erfasst die Verdrehung der Kopfmarker gegenüber den Schultermarkern während der Messzeit.

In der Literatur wird die Bedeutung der Halssensoren für die Gleichgewichtsregulation deutlich herausgestellt. So beispielsweise zu finden bei Zenner (in Schmidt, Thews, Lang, 2000), Miller (2004) und Moehnle (1995), wo vor allem auf die Bedeutung der Halsrezeptoren in der Ätiologie des Zervikalschwindels hingewiesen wird. Hier wird auch die besondere Eignung der CCG für die „exakte Ausmessung von Tortikollis-Winkeln“ beschrieben. Der Kopf-Rumpf-Verdrehungswinkel erfasst nur einen kleinen Ausschnitt des Globalsystems vestibulospinaler Reflexe und spielt bei der klinischen Beurteilung vestibulospinaler Tests keine Rolle und wird deshalb nicht mit in die Betrachtung einbezogen.

In diesem Zusammenhang sei auch auf die Möglichkeit der ultraschalltopometrischen Bewegungsanalyse der Halswirbelsäule mittels zebris®-Messsystem (Seidel, 2001; Endres, 1998) hingewiesen. Sie erbringt quantifizierbare Daten zu verschiedenen Parametern der HWS-Beweglichkeit und stellt ein reliables Verfahren zur Untersuchung von HWS-Funktionsstörungen dar. Sie zeigt im Vergleich zur CCG einen mehrdimensionalen Ansatz zur Erfassung der HWS-Funktion und erscheint somit für deren Analyse geeigneter.

Für die Parameter Längsschwankung, Seitschwankung und Stirnbestreichungsfläche ergibt sich an beiden Untersuchungstagen zufrieden stellende Intrassession-Reliabilität (ICCs: 0,76 bis 0,88). Die Parameter scheinen also geeignet, das Schwankungsausmaß von Kopf und Schultern während der einminütigen Messzeit zuverlässig zu erfassen (siehe Abb. 8). Trotz nachgewiesener Trainingseffekte der Gleichgewichtsfähigkeit, unter anderem durch Rossberg 1970 und Scherer 1997, scheinen sich diese, in Bezug auf die erfassten Parameter, nicht innerhalb der drei Messungen eines Untersuchungstages einzustellen. Die Reliabilität lässt darauf schließen, dass sich die untersuchten Parameter bei gesunden Personen, als Korrelate der statischen Gleichgewichtsfähigkeit, konstant verhalten und nicht eben zufällige Ausprägungen darstellen.

Damit übereinstimmend finden sich definierte Normalwerte der gemessenen Parameter in der Literatur. Moehnle (1995) gibt Normalwerte für die Schwankungsausmaße eines jeden der vier Marker an. Eine Überprüfung dieser

Normalwerte, bzw. eine vergleichende Betrachtung, ist im Rahmen dieser Arbeit nicht möglich, da ausschließlich gesunde Probanden untersucht werden und keine Referenzwerte für CCG-Ergebnisse von Personen mit vestibulären Störungen zum Vergleich erhoben werden.

Ein Vergleich mit der ebenfalls durchgeführten klinischen Beurteilung des Stehversuches hat für die Beurteilung des ultraschalltopometrischen Messverfahrens nur eine geringe Aussagekraft. Sie erbringt durch die grobe Einschätzung der Fallneigung, im Gegensatz zur Cranio-Corpo-Graphie, keine quantifizierbaren Ergebnisse. Basierend auf der klinischen Beurteilung, sind nur unbefriedigende Rückschlüsse zulässig, ob die Messwerte der untersuchten Probanden Normalwerten entsprechen.

Die klinische Beurteilung der gesunden Probanden zeigt sich für den Romberg-Stehversuch als zu undifferenziert, um die Ergebnisse der Ultraschalltopometrie daran im Hinblick auf Validität zu bewerten.

Die Reliabilität der klinischen Beurteilung des Romberg-Stehversuches stellt sich für die untersuchte Probandengruppe mit 1 scheinbar als sehr gut heraus. Dieses Ergebnis ist aber weniger auf die Aussagekraft des Tests als vielmehr auf die äußerst grobe Einteilung zur Bewertung der Ausprägung des beurteilten Merkmals Fallneigung zurückzuführen.

Bei der vergleichenden Betrachtung der Messwerte auf Übereinstimmung an beiden Untersuchungstagen fällt auf, dass sich die Intersession-Reliabilität für die drei jeweils durchgeführten Einzelmessungen unterscheidet (siehe Abb. 9). Obwohl sich die Messwerte nicht signifikant unterscheiden, zeigt sich für die erste Messung eine deutlich bessere Intersession-Reliabilität (ICCs: 0,68; 0,82; 0,7) als für die zweite und dritte Messung. Während die dritte Messung, mit Ausnahme des Parameters Seitschwankung, ausreichende Intersession-Reliabilität (ICCs: 0,67; 0,35; 0,61) aufweist, kann sie für die zweite Messung nur als nicht ausreichend (ICCs: 0,36; 0,23; 0,25) angegeben werden.

Eine mögliche Ursache für diese Ergebnisse kann in der wiederholten Ausführung des Stehversuches innerhalb der Untersuchungstage gesehen werden. Zwei- bzw. dreifaches Wiederholen mit zwischengeschalteten einminütigen Pausen reicht möglicherweise als physische Beanspruchung aus, um Veränderungen in den Parametern Längsschwankung, Seitschwankung und der aus den beiden anderen resultierenden Stirnbestreichungsfläche hervorzurufen.

Der Einfluss physischer Belastungen auf das Gleichgewicht wurde in diversen Arbeiten nachgewiesen. Vor allem auch im Rahmen sportwissenschaftlicher Untersuchungen konnte dies vielfach belegt werden (z.B. Schwarz, 1994; Teipel 1994; Hoffmann et al 1992). Blei (2002) belegt den Einfluss konditioneller Belastungen unter anderem auf die CCG-Messwerte für den Romberg-Stehversuch. Insbesondere konnten dabei signifikante Anstiege der Messwerte nach Laufband- und „Indoor“-Lauf-Belastung nachgewiesen werden. Allerdings erfolgte dabei die konditionelle Belastung über jeweils dreißig Minuten und bei 90% der individuellen anaeroben Schwelle. Harig (1998) konnte ebenfalls den Einfluss physischer Belastungen auf das Gleichgewichtsverhalten zeigen. Er beschreibt eine Verschlechterung des Gleichgewichtsverhaltens unter erschöpfender Beanspruchung der relevanten Effektoren. Harig zeigte ebenfalls den Einfluss erhöhter Atemarbeit, wie sie unter konditioneller Belastung auftritt, auf das Gleichgewicht.

Die dreifache Ausführung eines einminütigen Stehversuches erreicht bei gesunden Personen keinen vergleichbar hohen Belastungslevel und auch die Atemarbeit nimmt nicht in dem Maße zu. Auch wenn zuvor, wie bei einem Teil der Probanden aus methodischen Gründen geschehen, bereits dreimal der Unterberger-Tretversuch ausgeführt wurde, werden keine dementsprechenden physischen Beanspruchungen erreicht.

Allerdings werden durch das Vorhalten der Arme insbesondere die Schultern statisch beansprucht. Statische Muskelarbeit zeigt im Vergleich zu dynamischer ein anderes Ermüdungsverhalten (Ulmer in Schmidt, Thews, Lang 2000). Somit ist ein Einfluss auf das Gleichgewichtsverhalten durchaus denkbar. Nicht zuletzt äußert ein Teil der Probanden bereits zwischen den Messungen innerhalb der Untersuchungstage Ermüdungserscheinungen im Schulterbereich.

Bei diesem Erklärungsansatz bleibend, lässt sich auch der Unterschied der Intersession-Reliabilität zwischen zweiter und dritter Messung interpretieren. Während aufgrund individueller konditioneller Leistungsfähigkeit bei Durchführung der zweiten Messung noch ein Teil der Probanden geringere Schwankungen während des Stehtests aufweist, schwanken konditionell schwächere schon wesentlich mehr. Betrachtet man die konditionelle Leistung auf diesem Beanspruchungslevel als tagesformabhängig, so lassen sich die niedrigen ICC-Werte für die zweite Messung erklären. Durch die zusätzliche Beanspruchung der dritten Wiederholung schwanken nun auch die zunächst konditionell stärkeren Probanden deutlicher. Dies führt zu homogen größeren Schwankungsausmaßen

in der gesamten Probandenpopulation und somit zu nun wieder höheren ICC-Werten.

Eine Betrachtung der Statistik der Messparameter der drei Messungen am ersten Untersuchungstag stützt diese These. Mittelwert, Standardabweichung und Varianz zeigen für alle analysierten Messparameter die größten Ausprägungen bei der dritten Messung. Die Statistik des zweiten Untersuchungstages zeigt für Standardabweichung und Varianz die größten Ausprägungen bei der zweiten Messung und kann somit diese These nicht hinreichend unterstützen.

Einen weiteren Ansatzpunkt zur Erklärung der unterschiedlichen Intersession-Reliabilität der drei Messungen an beiden Untersuchungstagen stellen psychische Komponenten wie Konzentration und Motivation dar. Aufmerksame Probanden können willentlich korrigieren (Moehnle, 1995). Psychische Einflüsse vermögen das Gleichgewicht zu beeinflussen bis hin zu Gleichgewichtsstörungen, wie beispielsweise Schwindel oder Fallneigung (Mumenthaler, 2002; Moehnle 1995; Baker, 2003).

Eine multifaktorielle Erklärung unter Berücksichtigung körperlicher und mentaler Ursachen erscheint vor dem Hintergrund des aktuellen Wissensstandes überaus gerechtfertigt.

Besonders deutlich zeigt sich die geringere Intersession-Reliabilität der zweiten und dritten Messung für den Parameter Seitschwankung. Er scheint besonders sensibel für Einflüsse bzw. Störungen.

Geschlechtsspezifisch beim Romberg-Stehversuch:

Bei der Analyse der Intersession-Reliabilität fällt ein Unterschied zwischen männlichen und weiblichen Probanden auf. Die weiblichen Probanden zeigen für alle aufgenommenen Parameter höhere ICC-Werte für alle drei Messungen. Der kausale Hintergrund ist unklar. Es lassen sich keine signifikanten Unterschiede der gemessenen Werte zwischen Männern und Frauen feststellen.

Singh (2006) weist bei einem Vergleich zwischen Männern und Frauen, hier allerdings ältere Personen unter Langzeitpflegebedingungen, verschiedenen physischen Fähigkeiten einen unterschiedlich hohen Stellenwert in Bezug auf die funktionelle Leistungsfähigkeit zu. Für Frauen schreibt er der Koordinations- und Gleichgewichtsfähigkeit, unter anderem anhand eines Stehtests bewertet, eine Hauptrolle zu. Ein Zusammenhang zu den Ergebnissen der Intersession-Reliabilität im Romberg-Stehversuch erscheint denkbar.

Ekdahl et al. (1989) finden ebenfalls eine bessere statische Gleichgewichtsfähigkeit von Frauen gegenüber Männern bei Untersuchungen mittels einer Kraftmessplatte. Ob sich daraus eine grundsätzlich andere Bewertung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit für Männer und Frauen ableiten lässt, welche die different ausgeprägte Intersession-Reliabilität zu erklären vermag, bleibt an dieser Stelle offen.

Die quantitative Erfassung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit männlicher Personen mittels ultraschalltopometrischer CCG erbringt jedenfalls weniger zuverlässige Ergebnisse als die weiblicher Personen. Zu hinterfragen wäre in diesem Zusammenhang auch eine mögliche Altersabhängigkeit. Hier bietet sich ein Ansatz für eventuell folgende Studien zur Gleichgewichtsregulation.

Interpretation der Ergebnisse des Unterberger-Tretversuches:

Der Unterberger-Tretversuch wird in der Literatur als empfindlichster vestibulospinaler Test gekennzeichnet (Moehnle, 1995; Claussen 1992).

Die Ergebnisse des Unterberger-Tretversuchs zeigen für alle untersuchten CCG-Parameter an beiden Untersuchungstagen ausreichende bis zufrieden stellende Intrasection-Reliabilität (ICCs: 0,47 bis 0,88). Einzige Ausnahme stellt der Parameter Winkelabweichung am ersten Untersuchungstag dar. Die untersuchten Parameter scheinen zuverlässige Größen für die quantitative Analyse der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit darzustellen. Ihre Ausprägung kann als von der Fähigkeit der jeweiligen Person abhängig angesehen werden. Ein zufälliges Zustandekommen erscheint unwahrscheinlich.

Dieses Zustandekommen unterschiedlicher Ausprägungen aufgrund spezifischer oder unspezifischer Störungen der Gleichgewichtsregulation stellt die Grundlage vestibulospinaler Tests dar. Darauf basierend beschreibt Claussen (1989) die Möglichkeit, Normalwerte für die Parameter der Cranio-Corpo-Graphie festzulegen. Des Weiteren beschreibt er die Cranio-Corpo-Graphie als reliables Screening-Verfahren für die Differentialdiagnose von Schwindelerkrankungen.

Die Reliabilität des Verfahrens kann aufgrund der Ergebnisse der Studie auch für das untersuchte ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie-Verfahren bestätigt werden. Rückschlüsse auf Normalwerte bzw. krankheitsspezifische Ausprägungen der Bewegungsmuster können allerdings, aufgrund einer anderen Zielsetzung der Studie, mittels des verwendeten Studiendesigns nicht gezogen werden.

Die Aussagen zur Intrasession-Reliabilität lassen sich für den Unterberger-Tretversuch in gleicher Weise für männliche und weibliche Personen treffen.

Die Intersession-Reliabilität weist deutliche Differenzen zwischen den drei Messungen auf. Die besten Ergebnisse finden sich für die zweite Messung (ICCs: 0,65 bis 0,83). Besonders bedeutsam sind hierbei die sehr guten Ergebnisse der Intersession-Reliabilität der beiden Parameter Längsabweichung und Winkelabweichung, denen eine große diagnostische und differentialdiagnostische Bedeutung zukommt. Eindeutig am schlechtesten zeigt sich die Intersession-Reliabilität der ersten Messung (ICCs: -0,51 bis 0,48). Keiner der untersuchten Parameter weist für die erste Messung ausreichende Intersession-Reliabilität auf. Die dritte Messung (ICCs: 0,49 bis 0,78) kann als ausreichend bis zufrieden stellend reliabel gelten, erreicht aber nicht die guten Werte der zweiten Messung. Diese auffälligen Unterschiede finden sich auch bei isolierter Untersuchung männlicher und weiblicher Personen in gleicher Weise bei beiden Geschlechtern. Deutlich erkennbare geschlechtsspezifische Unterschiede, wie beim Romberg-Stehversuch beobachtet, finden sich bei Betrachtung der Intersession-Reliabilität für den Unterberger-Tretversuch nicht.

Vergleichende Betrachtung der Ergebnisse des Unterberger-Tretversuches der untersuchten Verfahren:

Wie in Kapitel 2. 2. 1. 2. bereits beschrieben, lassen sich für die Ausführung des Unterberger-Tretversuches verschiedene Varianten der Ausführung finden (Mumenthaler, 2002; Dahmer, 2002 usw.). Für die in der Studie angewandte Variante der klinischen Beurteilung findet sich durchaus zufrieden stellende Intrasession-Reliabilität. Für die beurteilten Parameter Längsabweichung und Eigenrotation wurden ICC-Werte im Bereich von 0,58 bis 0,86 ermittelt.

Wie auch bei den Ergebnissen der zebris®-Messung zeigen sich für die klinische Beurteilung keine signifikanten Unterschiede in der Intrasession-Reliabilität zwischen männlichen und weiblichen Personen. Es zeigen sich also für klinische Beurteilung und ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie ähnlich gute Ergebnisse. Das zebris®-Messverfahren erbringt also methodisch vergleichbar zuverlässige Messwerte wie die etablierte klinische Beurteilung.

Die Analyse der Intersession-Reliabilität erbringt jedoch Unterschiede zur Ultraschalltopometrie. Während sich bei der Analyse der Ergebnisse der Cranio-Corpo-Graphie die zweite Messung mit der besten Intersession-Reliabilität

darstellt, zeigt sich bei der klinischen Beurteilung die dritte Messung als am besten reliabel (siehe Abb. 12 und Abb. 14). Die ICC-Werte sind dabei denen der zweiten Messung mittels CCG vergleichbar.

Dieses Ergebnis überrascht dahingehend, dass dieselben Ausführungen des Unterberger-Tretversuches jeweils parallel sowohl klinisch als auch ultraschalltopometrisch beurteilt bzw. gemessen wurden. Hier scheint eine Diskrepanz zwischen beiden Verfahren vorzuliegen.

Eine mögliche Ursache zeigt sich im zugrunde liegenden Ansatz beider Verfahren. Die Cranio-Corpo-Graphie misst die Auslenkungen der Marker im Kopf- und Schulterbereich. Hingegen spielt für die klinische Beurteilung die Fußstellung zu Beginn und Ende des Tretversuches eine vordergründige Rolle bei der Beurteilung der Positionsveränderung (siehe Abb. 9b). Eine Verdrehung des Körpers während des Tretversuches muss also bei diesem Vergleich berücksichtigt werden.

Eine weitere mögliche Ursache liegt in der subjektiven Beurteilung nach klinischen Kriterien durch den Untersucher. Dabei erfolgt, wie beschrieben (siehe Kapitel 4. 2.), eine Einschätzung der Positionsveränderung anhand der Bodenmarkierung.

Die Aussagen für die Intersession-Reliabilität der klinischen Beurteilung lassen sich für männliche und weibliche Probanden gleichermaßen treffen.

Trotz der unterschiedlichen Ergebnisse in Bezug auf die Intersession-Reliabilität lässt sich beim Vergleich beider Verfahren eine hohe Korrelation der Messwerte finden (Spearman-Rho: 0,84 bis 0,87). Diese kann durch die, im Vergleich zur zebris®-Messung, recht groß festgelegten Messintervalle von 30° für den Parameter Eigenrotation und 0,5m für den Parameter Längsabweichung, mitverursacht sein. Es erfolgt eine vergleichende Betrachtung der Parameter Längsabweichung und Eigenrotation der klinischen Beurteilung mit den entsprechenden Parametern Längsabweichung und Eigenspin der Ultraschalltopometrie.

Die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie kann als ein geeignetes Verfahren zur Analyse der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit beschrieben werden.

In einer ähnlich angelegten Studie untersuchen Bonanni et al. (1998) die test-retest-Reliabilität (Intersession-Reliabilität) des Fukuda-Tretversuches an 30 Personen ohne bekannte vestibuläre Störungen. Sie beschreiben mäßige Interclass Korrelationskoeffizienten für die untersuchten Parameter Winkelabweichung, Rotationswinkel und zurückgelegte Wegstrecke. Wie beschrieben, können in der vorliegenden Studie durchaus höhere Intraclass

Korrelationskoeffizienten sowohl für die klinische Beurteilung als auch für die Ultraschalltopometrie erreicht werden.

Auch Vokurka beschreibt 1989 Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch als reliable Verfahren zur Untersuchung vestibulospinaler Reflexe. Ritchie et al. (2005) beschreiben gute Reliabilität für drei untersuchte Stehtests (Tandem-, Semi-Tandem-Stehtest und Stehtest mit parallelen Füßen). Franchignoni et al. (1998) finden ebenfalls gute Intra- und Intersession-Reliabilität (ICC-Werte von 0,73 bis 0,99) für vier untersuchte Gleichgewichtstests (verschärfter Romberg, Ein-Bein-Stand, functional reach und Sit-To-Stand Test). Angesichts der in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnisse präsentiert sich die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie den beschriebenen Gleichgewichtstests durchaus ebenbürtig.

Claussen (1989) belegt eine Korrelation zwischen klinischen Befunden und den Ergebnissen der Cranio-Corpo-Graphie. Auf dieser Grundlage beschreibt er Normalwerte für die CCG-Parameter. Vor diesem Hintergrund lässt sich, wie bereits erwähnt, auch die Ultraschalltopometrie als methodisch reliables und valides Verfahren zur Gleichgewichtsanalyse einordnen.

Konsequenzen:

Aus den Ergebnissen der Studie lassen sich einige grundlegende Aussagen zur Anwendung des ultraschalltopometrischen Messverfahrens und allgemein für die Verwendung vestibulospinaler Tests ableiten.

Es hat sich eine Durchführung der vestibulospinalen Tests unter weitestgehend standardisierten Bedingungen als günstig erwiesen, wie auch in der Literatur beschrieben. Ein Ausschluss bzw. Eindämmen visueller, akustischer und taktiler Reize begünstigt gute Zuverlässigkeit der Messergebnisse. Ein Einfluss dieser Faktoren auf die Orientierungs- und Gleichgewichtsfähigkeit ist vielfach beschrieben (siehe dazu auch Kapitel 2. 1. 4.). Die Durchführung unter solchen Bedingungen wird auch vom Hersteller des CCG-Messsystems (zebris®) empfohlen.

Es zeigt sich, dass bei der Bewertung von Romberg-Stehversuch und Unterberger-Tretversuch unterschiedliche Aspekte Beachtung finden sollten.

Konsequenzen für den Romberg-Stehversuch:

Zunächst sei auf die sich für den Romberg-Stehversuch ergebenden Konsequenzen eingegangen.

Die Ergebnisse der Intersession-Reliabilität suggerieren aufgrund der besten Ergebnisse für die erste Messung, dass diese am aussagekräftigsten einzuschätzen ist. Auch die Intrasession-Reliabilität zeigt keine deutlichen Unterschiede zwischen den drei Messungen. Aber der Vergleich der Ergebnisse zwischen den zwei Untersuchungstagen stellt die erste Messung in ihrer Bedeutung für die Auswertung des Tests deutlich heraus. Hier zeigt sich die höchste Zuverlässigkeit vor allem auch in Bezug auf die Verwendung zu Zwecken der Verlaufsbeurteilung.

Blei (2002) beschreibt die CCG des Stehtests als zuverlässige Messmethode zur Analyse der Gleichgewichtsfähigkeit. Dabei begründet sich diese Aussage auf einmalige Durchführung des Tests an drei verschiedenen Tagen. Die Ergebnisse zur Reliabilität der vorliegenden Studie können die Ergebnisse von Blei erklären und unterstützen.

Die mehrfache Durchführung des Stehversuchs scheint trotzdem sinnvoll. So kann durch mehrmaliges Wiederholen eine Simulation durch den Probanden/Patienten aufgedeckt werden (Moehnle, 1995). Dies kann im Rahmen arbeitsmedizinischer Untersuchungen bedeutsam sein. Das Einlegen längerer Pausen zwischen den einzelnen Messungen kann dabei womöglich die Aussagekraft der folgenden Messungen erhöhen. Moehnle (1995) beschreibt, im Rahmen einer Simulationsprüfung, fünfminütige Pausen zwischen den Messungen bei fünfmaliger Wiederholung des Tests.

Die Unterschiede zwischen Männern und Frauen bezüglich der Intersession-Reliabilität lassen eine einheitliche Bewertung der Testergebnisse beider Geschlechter zumindest fragwürdig erscheinen. Ekdahl et al. (1989) verweisen bei der Bewertung von Untersuchungen des statischen Gleichgewichts ebenfalls auf eine Relation der Ergebnisse zum Geschlecht.

Bei beiden Geschlechtern sollte, wie erwähnt, der ersten Messung die größte diagnostische Bedeutung zukommen. Aber die schlechtere Intersession-Reliabilität des Stehversuches bei den Männern sollte beachtet werden. Die Aussagekraft des Stehtests ist für männliche Personen womöglich geringer einzuschätzen als für weibliche. Claussen (1992) weist ohnehin dem Steh-CCG im Allgemeinen eine Funktion als „Richtwert für die Feststellung sehr grober Pathologien mit Kopf-Körper-Taumeligkeit“ zu.

Wie auch bei Moehnle (1995) beschrieben, erfolgte die größte Schwankung in anterior-posterior Richtung. Da der Parameter Seitschwankung aber die größten Differenzen hinsichtlich der Intersession-Reliabilität zwischen den drei Messungen aufweist, soll er noch einmal genauer betrachtet werden. Die Seitschwankung weist für die erste Messung die beste Intersession-Reliabilität der untersuchten Parameter auf, für die weiteren Messungen erreicht dieser Parameter keine ausreichende Reliabilität mehr. Die Seitschwankung kann als besonders anfälliger Parameter für bestimmte exogene und endogene Faktoren (siehe oben) gedeutet werden.

Diese These lässt sich auch durch Ergebnisse anderer Studien stützen. In einem prä-post-Vergleich der CCG-Parameter unter dem Einfluss konditioneller Belastungen findet sich bei Blei (2002) ein dementsprechendes Ergebnis. Die Messwerte der Seitschwankung zeigten einen wesentlich größeren Anstieg (+ 79%) nach Laufbandbelastung als die Werte der Längsschwankung (+ 40%). Allerdings kam es nach anderen Belastungsformen zu keinem signifikanten Anstieg der Seitschwankung. Seidl (1994) weist einen Anstieg beider Parameter, Längsschwankung und Seitschwankung, in Abhängigkeit der Blutalkoholkonzentration nach. Aus dem Verhalten der Parameter lässt sich aber auch die Möglichkeit der diagnostischen Nutzung ableiten. Claussen (1992) beschreibt die einfache Objektivierung und Quantifizierung zahlreicher Stehstörungen mittels Steh-CCG.

Konsequenzen für den Unterberger-Tretversuch:

Für den Unterberger-Tretversuch ergeben sich ebenfalls grundsätzliche Konsequenzen bezüglich der Anwendung und Bewertung.

Es zeigt sich für das ultraschalltopometrische Verfahren die beste Intersession-Reliabilität für die zweite Messung. Hieraus ergibt sich ein wichtiger Aspekt für die Anwendung des Tretversuches. Bei der Anwendung der CCG sollte, bezüglich der Auswertung, der zweiten Messung entscheidende Bedeutung zukommen. Eine mehrmalige Wiederholung ist nicht nur sinnvoll, sondern aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie ergibt sich die dringende Notwendigkeit der mehrfachen Durchführung.

Die erste Messung muss aufgrund ihrer nicht ausreichenden Reliabilität aller untersuchten Messparameter als nicht aussagefähig beurteilt werden. Besonders im Rahmen von Verlaufsbeurteilungen bzw. prä-post Fragestellungen kann mit

einmaliger Testdurchführung keine verwertbare Beurteilung der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit erfolgen. Die Ergebnisse von Blei (2002) bezüglich des Einflusses konditioneller Belastungen auf die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit sind somit zumindest kritisch zu hinterfragen.

Wie bereits erwähnt existieren, unter anderem auf Grundlage der Arbeiten von Breu (1971) und Köpf (1978), Normwerte für die Cranio-Corpo-Graphie-Parameter. Es findet sich jedoch keine Aussage über die Anzahl der Wiederholungen der dafür durchgeführten Messungen. Somit muss die Aussagekraft dieser Normwerte durchaus zurückhaltend beurteilt werden.

Bei der Anwendung der Cranio-Corpo-Graphie zur quantitativen Analyse des Unterberger-Tretversuchs sollte die untersuchte Person zunächst einen Probetest absolvieren. Diese erste Testausführung sollte, aufgrund der schlechten Zuverlässigkeit der Ergebnisse, nicht mit in die Beurteilung der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit eingehen. Sie dient vielmehr dem Untersuchten zum Kennenlernen des Tests und der Vorbereitung der weiteren Messungen. Auch können in einem Probetest eventuelle Probleme des Messsystems erkannt und behoben werden. Hier sind zum Beispiel eine fehlerhafte Signalgenerierung durch die Ultraschallmarker oder das Positionieren des Empfängers zu nennen.

Neben den angegebenen Normwerten der CCG-Parameter finden sich in der Literatur auch Angaben zu typischen krankheitsspezifischen CCG-Konfigurationen. Diese beruhen auf unterschiedlichen Ausprägungen der gemessenen Parameter bei peripheren und zentralen Störungen des vestibulären Systems. Köpf (1978) unterscheidet vier Typen der CCG-Konfiguration: Normaltyp, Typ der peripheren sowie Typ der zentralen Gleichgewichtsfunktionsstörung und Typ der kombinierten Störung. Bei Moehnle (1995) finden sich fünf beschriebene Typen: Normaltyp, periphere Störung, zentrale Störung, kombinierte Störung und Typ mit fehlender Reproduktion des Körperbewegungsmusters.

Bedeutsame Parameter für diese Einteilung sind Lateralschwankungsbreite (Seitschwankung) und Winkelabweichung. Bei genauerer Betrachtung dieser Parameter fällt vor allem für die Winkelabweichung eine überaus schlechte Intrasession-Reliabilität der Messwerte des ersten Untersuchungstages auf (ICC: -0,23). Am zweiten Untersuchungstag ist sie dagegen zufrieden stellend (ICC: 0,88). Diese Ergebnisse lassen an der diagnostischen Zuverlässigkeit und Aussagekraft des Parameters Winkelabweichung zweifeln. Die Analyse der

Intersession-Reliabilität, vor allem für die zu bevorzugenden Ergebnisse der zweiten Messwiederholung, unterstreicht jedoch die Zuverlässigkeit der Parameter Lateralschwankungsbreite und Winkelabweichung (ICCs: 0,82 und 0,83). Wobei die Intersession-Reliabilität beider Parameter während der ersten Messung (negative ICC-Werte, siehe Abb. 15) nochmals als Hinweis auf einen kritischen Umgang mit diesen Werten ist. Bei Betrachtung der deskriptiven Statistik fällt vor allem die große Standardabweichung (55,7 bis 73,5 deg) des Parameters Winkelabweichung bei allen durchgeführten Messungen auf.

Beide Parameter scheinen, ähnlich der Seitschwankung im Romberg-Stehversuch, besonders sensibel beeinflussbare Parameter darzustellen. Hieraus wird nochmals die Wichtigkeit der Testdurchführung unter weitestgehend standardisierten Bedingungen für die Erlangung vergleichbarer Ergebnisse deutlich.

Auch die Ergebnisse der klinischen Beurteilung des Unterberger-Tretversuches sprechen für ein mehrfaches Wiederholen des Tests. Im Gegensatz zur Ultraschalltopometrie zeigt sich aber bei der klinischen Beurteilung die dritte Messung als am zuverlässigsten. Auf mögliche Ursachen zur Erklärung dessen wurde oben bereits eingegangen. Es lässt sich aber ableiten, dass bei der klinischen Beurteilung des Unterberger-Tretversuchs ebenfalls mehrere Wiederholungen zur Steigerung der Aussagekraft der Ergebnisse günstig sind. Hier ist die dritte Wiederholung in ihrer Bedeutung für die Bewertung des Tests herauszustellen.

Vor- und Nachteile der Messsysteme:

Unter Berücksichtigung der in bisherigen Studien gefundenen Ergebnisse zur Cranio-Corpo-Graphie stellt sich das Messsystem von zebris® als geeignetes Verfahren zur Gleichgewichtsanalyse dar. Auch die Beurteilung vestibulospinaler Tests, insbesondere des Unterberger-Tretversuches, nach klinischen Kriterien hat unter anderem aufgrund der guten Reliabilität eine berechtigte Stellung bei der Beurteilung der Gleichgewichtsfähigkeit. Dabei ist die klinische Beurteilung eine schnell und ohne Hilfsmittel durchführbare Untersuchung, welche bei ausreichendem Platz, im Untersuchungsraum oder auch im Patientenzimmer durchgeführt werden kann. Die Cranio-Corpo-Graphie zeichnet sich ebenfalls durch einen geringen zeitlichen Aufwand aus. Die Untersuchung nimmt auch bei

Einhaltung der notwendigen Pausen zwischen den Messungen nur wenig Untersuchungszeit in Anspruch. Das Vorbereiten des Patienten/Probanden sowie die Vorbereitung des Messsystems sind innerhalb weniger Minuten abgeschlossen. Das zebris®-Messverfahren ist eine nichtinvasive Möglichkeit der Analyse des Gleichgewichts. Eine besondere Gefährdung des Probanden/Patienten durch die ultraschalltopometrische Untersuchung ist nicht zu erwarten, sodass kaum Kontraindikationen für die Anwendung bestehen.

Sowohl Cranio-Corpo-Graphie-Messsystem als auch klinische Beurteilung mit Verwendung eines Koordinatensystems als Bodenmarkierung sind an einen eingerichteten Messplatz gebunden. Die Einrichtung des Messplatzes schafft jedoch günstige Voraussetzungen für standardisierte Messbedingungen und trägt somit zur Objektivierung der gemessenen Werte bei. Hier zeigen sich vor allem die Vorteile des zebris®-Messsystems zur ultraschalltopometrischen Erfassung der Gleichgewichtsfähigkeit. Das von Claussen ursprünglich entwickelte Verfahren der Cranio-Corpo-Graphie benötigt neben der installierten Sofortbildkamera auch das fest angebrachte Fieberglasrotorsystem zur Einblendung des Polarkoordinatensystems. Des Weiteren funktionieren die Marker mittels Batterie, was bei Nachlassen der Energieleistung zu Qualitätsverminderung der Messergebnisse führt (Köpf, 1978). Das zebris®-System lässt sich schnell und einfach aufbauen und kann mittels entsprechender Software über einen Computer am Arbeitsplatz betrieben werden. Das Messsystem benötigt per se nur wenig Platz. Eine feste Installation von Systemkomponenten ist nicht notwendig. Messsensor und Analysator sind mobil und können nach Beendigung der Messungen schnell abgebaut werden, sodass der Untersuchungsraum einer weiteren Nutzung, auch für andere Zwecke, zur Verfügung steht. Die Ultraschallmarker werden über eine Netzstromquelle betrieben, sodass der systematische Fehler einer unterschiedlichen Energieversorgung und damit verbundener Sendequalität der Signale weitestgehend ausgeschaltet wird.

Ein weiterer Vorzug des zebris®-Messsystems stellt sich in seiner Vielseitigkeit dar. Messsensor und Analysator lassen sich für weitere Anwendungen im Rahmen der Funktionsdiagnostik verwenden. Sie sind Bestandteil weiterer ultraschalltopometrischer Messverfahren, welche von zebris® angeboten werden, und können für diese ebenso genutzt werden. An dieser Stelle sei beispielgebend auf die Möglichkeiten der Ultraschalltopometrie des Kiefergelenkes (Smolenski, 2001), der Schulter oder der Wirbelsäule (Endres, 1998; Schreiber, 2001) hingewiesen.

Die Bedienung des Systems lässt sich schnell erlernen, so dass auch der ambulante Einsatz des Systems ohne weiteres möglich ist. Hervorzuheben ist weiterhin der schnelle Gewinn quantifizierbarer Daten des Gleichgewichtsverhaltens. Bereits mit Abschluss der Messung liegen dem Untersucher die Messergebnisse, bestehend aus Cranio-Corpo-Gramm und Werten der einzelnen Messparameter (siehe Kapitel 2. 2. 2. 2.), vor. Diese sind schnell und einfach auf dem Bildschirm abzulesen. Ebenso lässt sich die Spur jedes einzelnen Markers aufgrund der farblichen Kodierung über den gesamten Messverlauf sehr gut nachvollziehen. Individuelle Bewegungsmuster (Köpf, 1978) lassen sich gut erkennen. Die Bewegungen des Patienten/Probanden werden in ein farbiges, zweidimensionales Bild übertragen.

Hierin zeigen sich deutliche Verbesserungen zu dem ursprünglich von Claussen entwickelten CCG-System. Dieses beruht auf der Beurteilung der durch Dauerbelichtung entstandenen Aufzeichnung der Leuchtspuren der vier Marker, der so genannten Kennliniendiagnostik (Claussen, 1975). Dabei erhält der Untersucher ebenfalls wenige Sekunden nach Abschluss der Messung ein fertiges Cranio-Corpo-Gramm, dieses bedarf aber einer weiteren Aufarbeitung (Mauerer, 1976). Wie bereits angedeutet, entstehen bei der Aufzeichnung mittels Sofortbildkamera Cranio-Corpo-Gramme unterschiedlicher Qualität. In diesen müssen die Messparameter nach der Testdurchführung ausgemessen werden (Köpf, 1978). Das zebris®-System berechnet die Parameter aufgrund der Laufzeitunterschiede der Ultraschallsignale automatisch und liefert sofort nach Abschluss der Messung genaue Werte mit einer vom Hersteller angegebenen Messgenauigkeit von zwei Dezimalstellen im cm- bzw. Winkelgrad-Bereich. Fehler im Rahmen der Ausmessung durch den Untersucher werden somit hintergründig, die Ergebnisse objektiviert.

Hier zeigt sich auch ein Vorteil des zebris®-Messsystems gegenüber anderen Verfahren der Gleichgewichtsanalyse, wie etwa der klinischen Beurteilung vestibulospinaler Tests oder der Nystagmusprüfung, bei denen das Ergebnis häufig auch von der Erfahrung, Motivation und individuellen Einschätzung des Untersuchers abhängt. Vor allem bei der klinischen Beurteilung vestibulospinaler Tests lässt sich kaum ein aussagefähiger Vergleich zwischen den Ergebnissen einzelner Untersucher treffen. Die verschiedenen Angaben zur Testdurchführung und Beurteilung der Testergebnisse (siehe Kapitel 2. 2. 1.) in unterschiedlichen Quellen schränken die Vergleichbarkeit und Aussagekraft stark ein. Beim zebris®-System zur Cranio-Corpo-Graphie lassen sich die Untersuchungsbedingungen,

wie beispielsweise Messzeit und räumliche Gegebenheiten, eindeutig definieren. Das Messverfahren liefert metrische, quantifizierbare Werte der eindeutig definierten Messparameter (siehe Kapitel 2. 2. 2. 2.). Der Einfluss des Untersuchers auf die Messergebnisse wird durch die ultraschalltopometrische Bestimmung der Messparameter stark zurückgedrängt. Das macht die Ergebnisse verschiedener Untersuchungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten eines einzelnen Patienten/Probanden miteinander gut vergleichbar. Die in der vorliegenden Studie ermittelte Reliabilität des Verfahrens unterstreicht dies methodisch-statistisch deutlich. Auch die Ergebnisse verschiedener Patienten/Probanden sind aufgrund dessen gut untereinander vergleichbar.

Die Untersuchung spezifischer Parameter sowohl der dynamischen (Unterberger-Tretversuch) als auch der statischen Gleichgewichtsfähigkeit (Romberg-Stehversuch) erlauben eine genauere Differenzierung des Störungsmusters der Patienten. Hierin ist ein klarer Vorzug gegenüber der posturographischen Analyse mittels Kraftmessplatte zu sehen. Diese setzt den ständigen Kontakt des Patienten/Probanden zur Platte voraus und lässt somit keine Aussagen zur dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit zu. Claussen (1992) beschreibt die Analyse des Romberg-Stehversuches als posturographische Domäne, verweist aber deutlich auf den Vorteil der CCG zur Darstellung intrakorporaler Dysregulationen vor allem zwischen Kopf und Rumpf. Eine Kombination cranio-corpo-graphischer und posturographischer Analyseverfahren kann Schwerpunkt weiterer Studien sein.

Die Signalverbindung jedes Markers zum Sensor wird während der gesamten Messzeit überprüft und angezeigt. Bei Signalabbruch bzw. -störungen kann entsprechend reagiert werden. Zu Signalabbrüchen kann es bei ungünstiger Stellung des Patienten/Probanden zum Sensor kommen, wenn dieser sich beispielsweise bei der Durchführung des Unterberger-Tretversuches dreht. Hierbei kann es zur Verdeckung der Marker, insbesondere eines Schultermarkers, durch den Kopf des Patienten/Probanden kommen, was zur Signalunterbrechung führt. Darin ist eine mögliche Fehlerquelle auf die Messergebnisse zu sehen. Inwieweit es dadurch zu Verfälschungen der Messergebnisse kommt, kann jedoch im Rahmen dieser Studie nicht beurteilt werden. Eine stereotaktische Aufnahme durch mehrere Sensoren, welche eine ständige Signalverbindung mit den Markern ermöglichen, könnte dieses Problem womöglich beseitigen.

Des Weiteren findet sich auf dem Bildschirm eine Zuordnung der Messwerte zu angegebenen Normbereichen, was eine schnelle Einschätzung und Beurteilung

der Messergebnisse erleichtert. Eine weitere Nachbearbeitung ist nicht notwendig. Die Patienten-/Probandendaten und jeweiligen Messergebnisse können sowohl in elektronischer als auch in gedruckter Form archiviert werden.

Es finden sich nur wenige Einschränkungen für den Einsatz des zebris®-Messsystems. Die Untersuchung von Patienten mit sehr starken Gleichgewichtsstörungen wird durch die Notwendigkeit des freien Standes bzw. des Tretens auf der Stelle erschwert, unter Umständen unmöglich. Patienten, die beim Fortbewegen bzw. Aufrechterhalten Hilfe benötigen, z. B. Verwendung von Gehhilfen, sind einer cranio-corpo-graphischen Untersuchung ebenfalls nicht zugänglich.

Anwendungsmöglichkeiten:

Die einfache und schnelle Anwendbarkeit sowie die Erfassung vergleichbarer, quantifizierbarer Ergebnisse machen die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie zu einem vielseitig einsetzbaren Verfahren in der Äquilibrimetrie.

Dabei ist in erster Linie der Einsatz zu diagnostischen bzw. differentialdiagnostischen Zwecken im Rahmen neurootologischer Untersuchungen zu sehen. Rubin (1990) stellt die Bedeutung der Auswahl geeigneter und evaluierter Methoden zur Gleichgewichtsanalyse heraus und kommt zu dem Schluss, dass der intelligente Einsatz bekannter diagnostischer Methoden nicht nur therapeutisch sinnvoll, sondern auch kosteneffektiv ist. Er unterstreicht die Bedeutung klinisch evaluierter vestibulärer Untersuchungsmethoden zum diagnostisch entscheidenden Informationsgewinn im Gegensatz zum Einsatz einer Vielzahl vorhandener Tests. Hoffman et al. (1999) können bei einer Analyse vorliegender Arbeiten zur Ätiologie, Prognose und Diagnostik von Schwindel im Zeitraum von 1966 bis 1996 keine evidenzbasierten Richtlinien zum spezifischen Einsatz vestibulärer Funktionstests herausstellen. Sie formulieren aber die Notwendigkeit nach weiteren Untersuchungen zu Aussagefähigkeit und Nutzen vestibulärer Tests. Sich darauf beziehend kann diese Studie zum Wissen über Aussagekraft und Einsatz der ultraschalltopometrischen Cranio-Corpo-Graphie beitragen und unterstützt durch ihre Ergebnisse den sinnvollen diagnostischen Einsatz des Messsystems. Inwiefern diese Untersuchungsmethode den Anforderungen nach Evidenz gerecht wird, müssen nachfolgende Studien zeigen. Dabei kann das Verfahren womöglich zur Erstellung evidenzbasierter Richtlinien zur Gleichgewichtsdagnostik beitragen.

Die Vielzahl vorhandener Verfahren mit durchaus differentem Aussagegehalt macht die Auswahl geeigneter Untersuchungen schwierig und unübersichtlich. Nicht zuletzt daraus ergibt sich die Notwendigkeit der Einordnung erhobener Untersuchungsergebnisse in das Gesamtbild aus Patientengeschichte, klinischer Symptome und bereits vorhandener Ergebnisse anderer Untersuchungsverfahren. Nur in diesem Kontext sollten die Ergebnisse der Untersuchungen des Gleichgewichts interpretiert und diskutiert werden (Brandt, 2005; Bonanni, 1998). Diesem Grundsatz folgend, sollten auch die Ergebnisse der ultraschalltopometrischen Cranio-Corpo-Graphie nur unter Betrachtung des klinischen Gesamtbildes in die Beurteilung des Patienten eingehen. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie sowie bereits bekannter Arbeiten geben jedoch berechtigten Grund zur Annahme einer hohen diagnostischen Aussagekraft dieses Verfahrens und somit einer berechtigten Stellung bei der Auswahl geeigneter Untersuchungsverfahren. Claussen (1989) beschreibt die konventionelle Cranio-Corpo-Graphie als reliable Screening-Methode zur Schwindeldiagnostik. Die bereits beschriebene Einteilung der Cranio-Corpo-Graphie-Muster in verschiedene Typen (Moehnle, 1995; Köpf, 1978) ermöglicht eine Lokalisierung der Störung (Schneider, 1991). Hier erhält auch die ultraschalltopometrische CCG, unter anderem bedingt durch ihre gute Reliabilität und Validität, eine wichtige Stellung in der Topodiagnostik von Gleichgewichtsstörungen.

Der messtechnisch und vor allem auch auswertungstechnisch geringere Aufwand sowie die Unabhängigkeit der Messwerte vom Untersucher geben dabei dem zebris®-Messsystem klar den Vorzug gegenüber der konventionellen Cranio-Corpo-Graphie. Hier bietet sich ein Ansatz für weitere Studien. Die weitere Ermittlung typischer Muster, Messparameterausprägungen und Grenzwerte für verschiedene Erkrankungen, wie bereits z. B. bei Claussen (1989) und Köpf (1978) geschehen, vermag womöglich die Aussagefähigkeit der Cranio-Corpo-Graphie bei der Diagnostik von Gleichgewichtsstörungen noch zu steigern. Auch die Überprüfung der bis dahin gültigen Normwerte bzw. Grenzwerte für die Ausführung vestibulospinaler Tests lässt sich mit Hilfe der ultraschalltopometrischen CCG objektiv durchführen. Eine Notwendigkeit dazu ergibt sich womöglich aus Veränderungen in den soziokulturellen Verhaltensweisen der Gesellschaft. Nicht nur das Entstehen einer Vielzahl von Computerarbeitsplätzen, sondern auch die immer stärkere Vernachlässigung sowohl freizeit- als auch schulsportlicher Aktivitäten beeinflusst durch veränderte

geistige und physische Beanspruchung die sensomotorischen Fähigkeiten. Hier eignet sich besonders die Verwendung der Ultraschalltopometrie als schnelles, reliables und objektives Verfahren.

Die Cranio-Corpo-Graphie eignet sich ebenfalls zur neurootologischen Diagnostik im Kindesalter. Vor allem der Unterberger-Tretversuch kommt dabei dem Spielverhalten der Kinder entgegen und lässt sich bei diesen gut anwenden (Aust, 1976).

Durch die gleichzeitige Aufzeichnung der Kopf-, Hals- und Schulterbewegungen eignet sich das ultraschalltopometrische CCG-Verfahren besonders zur Untersuchung der Funktions- und Bewegungsausmaße in diesem Bereich. Dies ist insbesondere bei Patienten nach Traumata notwendig, wie sie vor allem nach Verkehrsunfällen typischerweise auftreten (Claussen E et al., 1998).

Eine weitere Anwendungsmöglichkeit zeigt sich in der Untersuchung von prä-post-Fragestellungen. Diese stellen sich insbesondere auch im Bereich Rehabilitation. Hier erscheint ein Einsatz des Messverfahrens günstig. Vor allem die Evaluation von Therapieergebnissen wird mittels CCG ermöglicht. Die Durchführung der Cranio-Corpo-Graphie vor, zwischen und nach therapeutischen Interventionen bei neurootologischen Patienten vermag den Therapieerfolg zu beurteilen und zu quantifizieren. Verlaufsbeurteilungen sind möglich. Die Ergebnisse einzelner aber auch unterschiedlicher Therapien lassen sich objektiv vergleichen. Insbesondere lassen sich Effekte trainingstherapeutischer Interventionen beurteilen und quantifizieren. Gillespie et al. (2003) untersuchen den Einfluss verschiedener Trainingsprogramme zur Vorbeugung der Sturzgefahr älterer Personen. Dabei liegt das Hauptaugenmerk auf der Anzahl der Stürze. Die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie bietet die Möglichkeit der Erfassung quantifizierbarer Parameter, welche womöglich die Effekte solch prophylaktischer Programme zur Gleichgewichtsschulung dokumentieren können. Damit besteht die Möglichkeit einer genaueren Differenzierung und besseren Vergleichbarkeit der Effekte. Sie vermag somit womöglich zur Klärung der Evidenz verschiedener Trainingsprogramme beizutragen. Die Beurteilung verschiedener Therapien zur Behandlung von Gleichgewichtsstörungen anhand cranio-corpo-graphischer Parameter stellt einen weiteren Untersuchungsansatz für eventuell folgende Studien dar.

Im Bereich Manuelle Medizin sind ebenfalls Anwendungsmöglichkeiten zu sehen. Hier ist vor allem an die Beurteilung therapeutischer Effekte bei der manualmedizinischen Behandlung von Funktionsstörungen im Bereich der Kopf-

und Halsgelenke (siehe Kapitel 2. 1. 3.) aber auch der Kiefergelenke (Schupp et al., 2002) zu denken. Eine Anwendung in der Traumatologie/Orthopädie ist ebenfalls vorstellbar. Hier ist eine Aufzeichnung der Einflüsse von Veränderungen im Bereich der Wirbelsäule, aber vor allem auch der unteren Extremitäten, auf das Gleichgewicht möglich. Therapeutische Effekte und Rehabilitationsprogramme können in Bezug auf die Gleichgewichtsfähigkeit analysiert werden. So beschreiben Trees et al. (2005) die wichtige Bedeutung rehabilitativer Programme unter anderem zur Verbesserung der Gleichgewichtsfähigkeit nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes. Dies scheint vor allem zur Vermeidung degenerativer Folgeerscheinungen wichtig. Wegener et al. (1997) stellen einen Verlust der Gleichgewichtsfähigkeit im Rahmen der bilateralen Osteoarthritis der Kniegelenke heraus und schreiben dem Gleichgewichtstraining eine wichtige Rolle bei der Behandlung zu. Die ultraschalltopometrische CCG vermag dabei womöglich wichtige Erkenntnisse bei der Erstellung geeigneter Therapieregime zu gewinnen. Auch die Analyse der Gleichgewichtsfähigkeit nach operativen Interventionen, wie beispielsweise Kreuzbandplastiken, lässt sich mittels CCG recht schnell und einfach durchführen.

Anwendungsmöglichkeiten bieten sich aber nicht nur zu diagnostischen Zwecken sondern auch im therapeutischen Einsatz selbst. Eine feedback-Therapie mit der ultraschalltopometrischen Cranio-Corpo-Graphie ist beispielsweise denkbar. Ähnliche Ansätze finden sich z. B. bei Barclay-Goddard et al. (2004), die visuelles und akustisches feedback zum Gleichgewichtstraining bei Patienten nach Schlaganfall mittels Kraftmessplatte untersuchen. Sie finden danach Verbesserungen der Standsymmetrie, jedoch keine Verbesserungen in Bezug auf die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit und Funktionalität. Hier könnten weitere Studien einen möglichen Einsatz des zebris®-Cranio-Corpo-Graphie-Systems zur feedback-Therapie untersuchen. Dies könnte eine Möglichkeit der Erweiterung des feedback auf den Bereich der dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit bieten. Allerdings belegen Van Peppen et al. (2006), dass mittels visueller feedback-Therapie keine signifikant besseren Effekte auf die Gleichgewichtsfähigkeit zu erreichen sind, als mittels konventioneller Therapie.

Auch der Einfluss exogener und evtl. auch endogener Faktoren auf die Gleichgewichtsfähigkeit wird mittels Cranio-Corpo-Graphie quantifizierbar und vergleichbar. So existieren bereits Untersuchungen zu Auswirkungen verschiedener Einflüsse auf das Gleichgewichtsverhalten und auf Cranio-Corpo-Graphie-Parameter im Speziellen. Seidl (1994) beschreibt die Verwendung der

CCG zur Untersuchung des Einflusses von Alkoholkonsum auf die Gleichgewichtsfähigkeit. Blei (2002) untersucht mittels ultraschalltopometrischem CCG-Verfahren von zebris® die Auswirkungen verschiedener Ausdauerbelastungen auf das Gleichgewicht.

Ein Einsatz des zebris®-Systems für weitere Untersuchungen, vor allem auch Anwendungen im Rahmen sportphysiologischer Fragestellungen, bietet sich an.

Des Weiteren kann das zebris®-Messverfahren dabei helfen, mögliche geschlechtsspezifische Ausprägungen der Gleichgewichtsregulation zu untersuchen. Wie bereits erläutert, lassen insbesondere die Untersuchungsergebnisse der vorliegenden Studie für den Romberg-Stehversuch die Forderung nach weiteren Untersuchungen zu dieser Fragestellung aufkommen.

Ebenso kann eine mögliche Altersabhängigkeit der Gleichgewichtsregulation Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. So beschreiben Madhavan et al. (2005) eine Abnahme der propriozeptiven Fähigkeiten, im Speziellen des Bewegungssinnes, im Alter. Hier ist auch die Aufstellung alterskorrelierter Grenzwerte vestibulospinaler Tests zu diskutieren.

Nicht zuletzt besitzt die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie als Weiterentwicklung der konventionellen Cranio-Corpo-Graphie eine berechtigte Stellung im Rahmen arbeitsmedizinischer Untersuchungen.

Methodenkritik:

An dieser Stelle sei nochmals kritisch auf Studiendesign und Auswertung eingegangen.

Bei Durchführung der vorliegenden Studie wird von vornherein bewusst auf eine bestmögliche Vermeidung von Fehlerquellen geachtet. Die Untersuchungen werden unter standardisierten Bedingungen durchgeführt. Dabei werden entsprechende Herstellerangaben der Firma zebris® sowie bisher bekannte Aussagen zur Durchführung vestibulospinaler Tests einbezogen. Es wird auf die eindeutige Einhaltung der festgelegten Einschlusskriterien aller Probanden geachtet. Dabei wird besonderer Wert auf die Durchführung der Tests unter weitestgehend gleichen Bedingungen an beiden Untersuchungstagen gelegt. Die zu analysierenden Parameter werden eindeutig definiert.

Mögliche Fehlerquellen liegen einerseits in den Systemkomponenten selbst. Fehlerhafte Aufnahme der Laufzeitunterschiede der Ultraschallsignale sowie fehlerhafte Weiterleitung, Berechnung und Wiedergabe der Werte durch die Bestandteile des Systems sind dem Untersucher kaum zugänglich und obliegen der Herstellersorgfalt. Für die vorliegende Studie wird ein technisch fehlerfreies Funktionieren des Messsystems angenommen.

Andererseits sind mögliche Fehlerquellen beim Untersucher zu suchen. Die richtige Anbringung der Marker und Einrichtung des Messsystems sind Grundvoraussetzungen für verwertbare Messergebnisse. Der leicht zu erlernende Umgang mit dem zebris®-System sowie die mehrfache Durchführung simulierter Testmessungen vor Beginn der eigentlichen Probandenuntersuchungen minimieren in diesem Zusammenhang auftretende Fehler. Eventuelle Ablesefehler durch den Untersucher müssen ebenfalls berücksichtigt werden. Die eindeutige Anzeige der Messwerte durch das Messsystem lässt diesen Einfluss jedoch vernachlässigen. Dies kann aber bei der klinischen Beurteilung eine Rolle spielen. Die aufgebrachte Bodenmarkierung erleichtert die Beurteilung, dennoch ist das Ergebnis von der Einschätzung des Untersuchers abhängig. Die Untersuchungen werden alle von ein und demselben Untersucher durchgeführt, sodass mögliche Ablesefehler bei allen Untersuchungen in gleicher Weise zu erwarten wären. Somit wäre der Einfluss auf die Aussagen zur Reliabilität als gering anzunehmen. Die Aussagen zur Validität wären in ihrer Aussagekraft eingeschränkt. Die recht einfache klinische Beurteilung vestibulospinaler Tests und die vorherigen Testsimulationen reduzieren Ablesefehler des Untersuchers weitestgehend.

Nicht auszuschließen sind ebenfalls Übertragungsfehler und Fehler bei der Dokumentation. Diese wird durch die Verwendung standardisierter Messprotokolle vereinfacht und einheitlich durchgeführt. Auftretende Besonderheiten können auf den Messprotokollen vermerkt werden und finden bei der Analyse Berücksichtigung.

Bei den Untersuchungen ergab sich ein geringer Anteil von 2,7 % fehlerhafter Einzelmessungen. Diese kommen einerseits durch eine Unterbrechung der Signalverbindung der Marker zum Sensor zustande. Andererseits entstehen sie bei vorzeitigem Erreichen der räumlichen Begrenzungen durch den Probanden, was zum Messabbruch führt. Beides tritt nur beim Unterberger-Tretversuch in Erscheinung. Die fehlerhaften Messungen gehen nicht in die statistische Analyse ein. Beim Romberg-Stehversuch finden sich keine vorzeitigen Messabbrüche, alle Messungen werden der Analyse zugeführt. Die statistische

Auswertung zur Beantwortung der Fragestellung erfolgt durch Auswahl geeigneter statistischer Testverfahren. Es kommen die Computerprogramme SPSS 13.0 und Microsoft® Excel zur Anwendung. Berechnungsfehler durch den Untersucher sind damit weitestgehend ausgeschlossen.

Trotz der Untersuchung unter standardisierten Bedingungen, abgedunkelter und geräuscharmer Raum, kann eine visuelle bzw. akustische Orientierung der Probanden nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Eine entscheidende Einflussnahme dieser Faktoren wird jedoch durch das Studiendesign hinreichend unterbunden.

Die Reihenfolge der Messungen, Beginn mit Romberg-Stehversuch oder Unterberger-Tretversuch, erfolgt randomisiert. Eine systematische Beeinflussung der Ergebnisse beider vestibulospinaler Tests wird somit umgangen.

Die Festlegung der Messzeit erfolgt unter Berücksichtigung der Herstellerempfehlungen auf eine Minute. Diese chronologische Standardisierung trägt zur Objektivität und Vergleichbarkeit der Ergebnisse bei. Bonanni et al. (1998) stellen für den Fukuda-Tretversuch die Testvariante mit einem Testumfang von 50 Schritten mit der besseren Reliabilität gegenüber einer 100 Schritte umfassenden Variante heraus. Sie empfehlen die Verwendung eines Testumfanges von 50 Schritten. Die in der vorliegenden Studie während der einminütigen Messzeit ausgeführten Schrittzahlen zeigen an beiden Untersuchungstagen Mittelwerte von 72,21 bis 80,79. Sie liegen damit deutlich über der Empfehlung von Bonanni et al.. Ob sich jedoch ein Vorteil in der Aussagekraft der Tests durch Standardisierung der Schrittzahl gegenüber einer Standardisierung der Messzeit erreichen lässt, kann an dieser Stelle nicht belegt werden.

Es wird eine 30 Personen umfassende Probandengruppe, 15 männliche und 15 weibliche Studienteilnehmer, untersucht. Die Größe der Probandengruppe vermag, aufgrund von Ausreißern, die teilweise recht großen Standardabweichungen zu erklären. Sie scheint aber geeignet, verlässliche Aussagen zu Reliabilität und Validität des Verfahrens zu treffen.

7. Schlussfolgerungen

Sowohl das zebris®-CCG-Verfahren, als auch die Beurteilung der vestibulospinalen Tests nach klinischen Kriterien erweisen sich als gut reliable Untersuchungsverfahren. Es kann geschlussfolgert werden, dass die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie aussagefähige Werte für die objektive Beurteilung des Gleichgewichts liefert. Die Ultraschalltopometrie stellt sich als methodisch geeignetes Verfahren zur quantitativen Erfassung charakteristischer Parameter der statischen und dynamischen Gleichgewichtsfähigkeit dar. Sie erweist sich, zumindest bezüglich des Unterberger-Tretversuches, als valides Verfahren der Gleichgewichtsanalyse. Das zebris®-Messsystem ist der klinischen Beurteilung durch bessere Objektivierbarkeit, Quantifizierbarkeit und Vergleichbarkeit deutlich überlegen. Insbesondere die klinische Beurteilung des Romberg-Stehversuches ist in ihrer Aussagekraft gegenüber der Ultraschalltopometrie deutlich eingeschränkt. Eine Durchführung unter standardisierten Bedingungen erscheint für beide Verfahren sinnvoll. Beide Verfahren sollten im Kontext mit den Ergebnissen anderer Untersuchungen sowie des Gesamteindrucks des Patienten betrachtet werden. Bei der Bewertung der Testergebnisse des Romberg-Stehversuches sollte eine mögliche geschlechtsspezifische Ausprägung der statischen Gleichgewichtsfähigkeit beachtet werden. Die Ergebnisse männlicher Personen sind weniger zuverlässig als die weiblicher Personen. Für die dynamische Gleichgewichtsfähigkeit scheint nach den Ergebnissen der vorliegenden Studie keine geschlechtsspezifische Ausprägung bedeutsam zu sein. Eine mehrfache Testwiederholung, mindestens zwei Messwiederholungen bei der Cranio-Corpo-Graphie des Unterberger-Tretversuches und drei Wiederholungen bei der klinischen Beurteilung des Unterberger-Tretversuches, ist zu empfehlen. Es lässt sich für die Anwendung des zebris®-Messverfahrens schlussfolgern, dass bei der Bewertung des Romberg-Stehversuches der ersten Messung die größte Aufmerksamkeit zukommen sollte. Beim Unterberger-Tretversuch ist der zweiten Messung der Vorzug zu geben. Bei der klinischen Beurteilung des Unterberger-Tretversuches ist die dritte Messung am stärksten zu beachten. Diese Messungen sollten für den jeweils durchgeführten Test die Grundlage der Einschätzung darstellen. Die ultraschalltopometrische Cranio-Corpo-Graphie kann eine wichtige Stellung im Rahmen diagnostischer und therapeutischer Konzepte einnehmen. Weitere Studien müssen folgen.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

Aust G: Das Craniocorpogramm in der neurootologischen Diagnostik im Kindesalter. Laryngologie, Rhinologie, Otologie; VOL: 55 (10); p. 855-60 / 1976

Baker SG, Ko CW, Graubard BI: A sensitivity analysis for nonrandomly missing categorical data arising from a national health disability survey. Biostatistics (Oxford, England); VOL: 4 (1); p. 41-56 / 2003

Barclay-Goddard R, Stevenson T, Poluha W, Moffatt MEK, Taback SP: Force platform feedback for standing balance training after stroke. Review; The Cochrane Library / 2004

Berg K, Wood-Dauphinee S, Williams JI, Maki B: Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. Can J Pub Health; July/August supplement 2; p. 7-11 / 1992

Blei F: Einfluss verschiedener Ausdauerbelastungen (Fahrradergometer, Laufband, ‚Indoor‘) auf die Gleichgewichtsfähigkeit (Zebrisanalyse). Diplomarbeit; Weimar / 2002

Bonanni M, Newton R: Test-retest reliability of the Fukuda Stepping Test. Physiotherapy research international: the journal for researchers and clinicians in physical therapy; VOL: 3 (1); p. 58-68 / 1998

Bortz, Lienert, Boehnke: Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik. 2. Auflage; Springer / 2000

Bortz, Lienert: Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung. 2. Auflage; Springer / 2003

Brandt T, Strupp M: General vestibular testing. Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology; VOL: 116 (2); p. 406-26 / 2005

Breu B: Die Cranio-Corpo-Graphie, eine einfache Technik zur objektiven Registrierung und Auswertung von Körperstellreaktionen. Inaug. Dissertation; Berlin / 1971

Brotherton SS, Williams HG, Gossard JL, Hussey JR, McClenaghan BA, Eleazer P: Are measures employed in the assessment of balance useful for detecting differences among groups that vary by age and disease state? Journal of geriatric physical therapy; VOL: 28 (1); p. 14-9 / 2005

Claussen CF: Der Schwindelkranke Patient. Grundlagen der Neurootologie und Äquilibrimetrie. Hamburg: edition m+p dr. werner rudat & Co. – Verlag / 1992

Claussen CF: Die Kennliniendiagnostik (1975); Der Schwindel, Gleichgewichtsprüfungen und Arbeitsmedizin (1981); Atlas der Elektronystagmographie. Nach Claussen CF, Aust G, Schäfer WD. Hamburg: edition m+p dr. werner rudat & Co. – Verlag; (1986)

Claussen CF: Cranio-Corpo-Graphie (CCG) – 30 years of equilibrimetric measurements of spatial head, neck and trunk movements. The International Tinnitus Journal; Volume 4 (1); p. 11 / 1998

Claussen CF, Claussen E: Objective and quantitative vestibular spinal testing by means of computer-video-cranio-corpo-graphy. Advances in oto-rhino-laryngology; VOL: 42; p. 43-9 / 1988

Claussen CF, Schneider D, Marcondes LG, Patil NP: A computer analysis of typical CCG patterns in 1.021 neuro-otological patients. Acta oto-laryngologica. Supplementum; VOL: 468; p. 235-8 / 1989

Claussen E, Volle E, Montazem A, Claussen CF: Interdisciplinary clinical vertigo studies in whiplash lesions to the ligamenta alaria by means of dynamic MRI – findings in combination with ultrasound Cranio-Corpo-Graphy (USCCG). The international Tinnitus Journal; VOL: 4 (1); p. 12-13 / 1998

Dahmer J: Anamnese und Befund Die ärztliche Untersuchung als Grundlage klinischer Diagnostik. 9., überarbeitete und erweiterte Auflage; Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag / 2002

Diepgen P: Geschichte der Medizin. II. Band; 2. Hälfte; Walter de Gruyter & Co / 1955

Ekdahl C, Jarnlo GB, Andersson SI: Standing balance in healthy subjects. Evaluation of a quantitative test battery on a force platform. Scandinavian journal of rehabilitation medicine; VOL: 21 (4); p. 187-95 / 1989

Endres G, Smolenski UC, Schreiber TU: 3 – dimensionale Bewegungsfunktionsanalyse der Halswirbelsäule mit dem System zebris® - Standardisierung der Untersuchungsbedingungen. Phys Rehab Kur Med. 8; p. 22-24 / 1998

Fleiss JL: The design and analysis of clinical experiments. John Wiley and sons / 1986

Franchignoni F, Tesio L, Martino MT, Ricupero C: Reliability of four simple quantitative tests of balance and mobility in healthy elderly females. Aging (Milan, Italy); VOL: 10 (1); p. 26-31 / 1998

Gabel H: Der Beitrag der wichtigsten sensorischen Analysatoren zur Gleichgewichtserhaltung. Schorndorf. In: Motorik 7; 3: 129-137 / 1984

Gillespie LD, Gillespie WJ, Robertson MC, Laub SE, Cumming RG, Rowe BH: Interventions for preventing falls in elderly people. Review; The Cochrane Library / 2003

Gufoni M, Guidetti G, Nuti D, Pagnini P, Vicini C, Tinelli C, Mira E. The relationship between cognitive impairment, anxiety – depression symptoms and balance and spatial orientation complaints in the elderly. Acta otorhinolaryngologica Italica: organo ufficiale della Società italiana di otorhinolaryngologica e chirurgia cervico – facciale; VOL: 25 (3 Suppl 79); p. 12-21 / 2005

Harig C: Zum Einfluss konditioneller Belastungen auf das motorische Gleichgewicht. Dissertation; Saarbrücken / 1998

Hartung J, Elpelt B, Klösener KH: Statistik Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. 12. Auflage; München, Wien: R. Oldenbourg Verlag / 1999

Hoffman RM, Einstadter D, Kroenke K: Evaluating dizziness. The American journal of medicine; VOL: 107 (5); p. 468-78 / 1999

Hoffmann MD, Gilson PM, Westernburg TM, Spencer WA: Biathlon shooting performance after exercise of different intensities. International Journal of Sports Medicine; VOL: 13 (3); p. 270-273 / 1992

Jacobson GP, Calder JH: A screening version of the Dizziness Handicap Inventory (DHI-S). The American journal of otology; VOL: 19 (6); p. 804-8 / 1998

Jerosch J: Sensomotorik 2000. Aktuelle Aspekte zur Sensomotorik und Propriozeption in Forschung, Klinik und Praxis. Tagungsband des Kongresses Sensomotorik 2000 (08. – 09. 09. 2000 Neuss); Essen: Pro Sympos Eigenverlag; p. 1-7, 27-38 / 2000

Klingelhöfer, Spranger: Klinikleitfaden Neurologie und Psychiatrie. Gustav Fischer Verlag / 1997

Köpf B: Über die quantitative und qualitative Auswertung eines sensiblen vestibulo - spinalen Tests, des UNTERBERGER'SCHEN Tretversuches, mittels der Cranio-Corpo-Graphie. Inaug. Dissertation; Würzburg / 1978

Krauss B, Metzler P: Angewandte Statistik. 2. Auflage; Berlin: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften / 1988

Madhavan S, Shields RK: Influence of age on dynamic position sense: evidence using a sequential movement task. Experimental brain research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation cérébrale; VOL: 164 (1); p. 18-28 / 2005

- Mauerer R: Über die quantitative Auswertung des Romberg – Versuches mittels der Cranio-Corpo-Graphie. Inaug. Dissertation; Würzburg / 1976
- Miller KJ: Hautant's Test. Journal of the American Chiropractic Association; VOL: 41 (2); p. 46-48 / 2004
- Moehnle AM: Neurootometrie Lehrbuch und Atlas für Klinik und Praxis. Ecomed Verlag / 1995
- Mount J, Bolton M, Cesari M, Guzzardo K, Tarsi J Jr: Group balance skills class for people with chronic stroke: a case series. Journal of neurologic physical therapy: JNPT; VOL: 29 (1); p. 24-33 / 2005
- Mumenthaler M, Mattle H: Neurologie. 11., überarbeitete und erweiterte Auflage; Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag / 2002
- Naumann, Scherer: Differentialdiagnostik in der Hals – Nasen – Ohren – Heilkunde. 2. Auflage; Georg Thieme Verlag / 1998
- Prieto L, Santed R, Cobo E, Alonso J: A new measure for assessing the health-related quality of life of patients with vertigo, dizziness or imbalance: the VDI questionnaire. Quality of life research: an international journal of quality of life aspects of treatment, care and rehabilitation; VOL: 8 (1-2); p. 131-9 / 1999
- Ritchie C, Trost SG, Brown W, Armit C: Reliability and validity of physical fitness field tests for adults aged 55 to 70 years. Journal of science and medicine in sport / Sports Medicine Australia; VOL: 8 (1); p. 61-70 / 2000
- Rosberg G, Talsky D: Untersuchungen zur Trainierbarkeit des Gleichgewichtssystems. In: Sportarzt und Sportmedizin; 21, 6, 1: p. 136-141 / 1970
- Rubin W: How do we use state of the art vestibular testing to diagnose and treat the dizzy patient? An overview of vestibular testing and balance system integration. Neurologic clinics; VOL: 8 (2); p. 225-34 / 1990

Schenck E: Neurologische Untersuchungsmethoden. 4. Auflage; Georg Thieme Verlag / 1992

Scherer H: Das Gleichgewicht. Zweite überarbeitete und aktualisierte Auflage; Springer / 1997

Schmidt RF, Thews G, Lang F: Physiologie des Menschen. 28. Auflage; Berlin, Heidelberg, New York: Springer / 2000

Schneider D, Hahn A, Claussen CF: Cranio-corpo-graphy. A neurootological screening test. Acta oto-rhino-laryngologica belgica; VOL: 45 (4); p. 393-7 / 1991

Schreiber TU, Petrovitch A, Will T: Vergleich von 3 D – Bewegungsanalyse und Röntgenfunktionsaufnahmen bei Patienten mit Verdacht auf segmentale Instabilität der Lendenwirbelsäule. Phys Med Rehab Kuror; Heft 4; p. 151 / 2001

Schupp W, Marx G: Treatments of craniomandibular dysfunction by means of manual manipulation of the temporomandibular joints. Manuelle Medizin; VOL: 40 (3); p. 177-183 / 2002

Schwarz J: Die spezifische Gleichgewichtsregulation im alpinen Skirennlauf und deren Beeinträchtigung durch muskuläre Ermüdung. Unveröff. Diplomarbeit; DSHS Köln / 1994

Seidel EJ, Schreiber TU, Smolenski UC: 3 – dimensionale Bewegungsanalyse zur Funktionsbeurteilung der Halswirbelsäule – Messverfahren und Reliabilität. Phys Med Rehab Kuror; Heft 4; p. 113-122 / 2001

Seidl S, Müller M, Reinhardt G: Untersuchungen der Gleichgewichtsregulation bei akuter Alkoholintoxikation mit der Methode der Cranio-Corpo-Graphie. Blutalkohol; VOL: 31 (3); p. 186-95 / 1994

Silbernagel S, Despopoulos A: Taschenatlas der Physiologie. Stuttgart; Thieme / 1991

Singh AS, Chin A, Paw MJ, Bosscher RJ, van Mechelen W: Cross – sectional relationship between physical fitness components and functional performance in older persons living in long – term care facilities. BMC geriatrics [electronic resource]; VOL: 6; p. 4 / 2006

Smolenski UC, Stibenz C, Bocker B, Winkelmann C, Rethe S, Loth D: Klinisches Assessment der craniomandibulären Dysfunktion. Phys Med Rehab Kuror; Heft 4; p. 152 / 2001

Statistisches Bundesamt: www.gbe-bund.de

Stevens A, Lowe J: Histologie des Menschen. 2. Auflage; London, Glasgow, Weinheim [u. a.]: Chapman and Hall / 1997

Stoll W, Matz DR, Most E, Rudolf GAE: Schwindel und Gleichgewichtsstörungen. Stuttgart, New York: Thieme / 1998

Teipel D: Auswirkung physischer Belastung auf das Erlernen einer Gleichgewichtsaufgabe. In: Nitsch JT, Seiler R (Hrsg.): Bewegungsregulation und motorisches Lernen. St. Augustin; p. 219-223 / 1994

Tesio L, Alpini D, Cesarani A, Perucca L: Short form of the Dizziness Handicap Inventory: construction and validation through Rasch analysis. American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists; VOL: 78 (3); p. 233-41 / 1999

Thomas JI, Lane JV: A pilot study to explore the predictive validity of 4 measures of falls risk in frail elderly patients. Archives of physical medicine and rehabilitation; VOL: 86 (8); p. 1636-40 / 2005

Tinetti ME: Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. J Am Geriatr Soc; VOL: 34; p. 119-126 / 1986

Trees AH, Howe TE, Dixon J, White L: Exercise for treating isolated anterior cruciate ligament injuries in adults. Review; The Cochrane Library / 2005

- Trepel M: Neuroanatomie Struktur und Funktion. 2., überarbeitete Auflage; München, Stuttgart, Jena [u. a.]: Urban & Fischer / 1999
- Ulmer H-V: Arbeits- und Sportphysiologie. In: Schmidt RF, Thews G, Lang F: Physiologie des Menschen. 28. Auflage; Berlin, Heidelberg, New York: Springer / 2000
- Van Peppen RP, Kortsmit M, Lindeman E, Kwakkel G: Effects of visual feedback therapy on postural control in bilateral standing after stroke: a systematic review. Journal of rehabilitation medicine: official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine; VOL: 38 (1); p. 3-9 / 2006
- Vokurka J: The vestibulospinal reflex and its tests. Sborník vědeckých prací Lékařské fakulty Karlovy univerzity v Hradci Králové; Supplementum; VOL: 32 (2); p. 145-56 / 1989
- Wegener L, Kisner C, Nichols D: Static and dynamic balance responses in persons with bilateral knee osteoarthritis. The journal of orthopaedic and sports physical therapy; VOL: 25 (1); p. 13-8 / 1997
- Wiblishauser K: Untersuchungen zum auslösenden Rezeptor des vibrationsinduzierten Nystagmus. Dissertation; München / 2003
- Wrisley DM, Marchetti GF, Kuharsky DK, Whitney SL: Reliability, internal consistency, and validity of data obtained with the functional gait assessment. Physical therapy; VOL: 84 (10); p. 906-18 / 2004
- zebris®: Bedienungsanleitung: Programm zur Gleichgewichtsanalyse Romberg Stehversuch und Unterberger Tretversuch / 12/2002
- zebris®: www.zebris.de
- Zenner HP: Der Gleichgewichtssinn und die Bewegungs- und Lageempfindung des Menschen. In: Schmidt RF, Thews G, Lang F: Physiologie des Menschen. 28. Auflage; Berlin, Heidelberg, New York: Springer / 2000

Zimmermann M: Das somatoviszzerale sensorische System. In: Schmidt RF, Thews G, Lang F: Physiologie des Menschen. 28. Auflage; Berlin, Heidelberg, New York: Springer / 2000

9. Anhang

Institut für Physiotherapie
Klinikum der FSU Jena

Gleichgewichtsanalyse Messung mit zebris® bei 30 Probanden

Einverständniserklärung

Name :
Vorname :
Geburtsdatum : [_ _].[_ _].[_ _]
Geburtsort :

Hiermit stelle ich mich als Proband im Rahmen der Promotionsarbeit von Herrn Tom Vogel zur Verfügung. Ich erkläre mich einverstanden den Versuch (Unterberger Tretversuch, Romberg Stehversuch) in beschriebener Weise durchzuführen. Des Weiteren erkläre ich mich einverstanden, dass meine Daten im Rahmen der Promotionsarbeit verarbeitet und veröffentlicht werden dürfen. Über mögliche Gefahren (Verletzungen durch die Messapparatur, Verletzungen im Rahmen des Versuches wie Umfallen, Stolpern) bin ich aufgeklärt.

.....
Ort, Datum

.....
Unterschrift

Gleichgewichtsanalyse

Messung mit zebris® bei 30 Probanden

Einschlusskriterien

Datum : [_ _]. [_ _]. [_ _]

Untersucher :

.....

Name :

Nr. : [_ _]

Vorname :

Geschlecht : m [] w []

- | | | | |
|----|---|--------|----------|
| 1. | Alter zwischen 18 und 40 Jahren | ja [] | nein [] |
| 2. | keine bekannten Gleichgewichtsstörungen
(Schwindel, Fallneigung) | ja [] | nein [] |
| 3. | keine Einnahme von Alkohol, Drogen
(gleichgewichtsbeeinflussenden Medikamenten) | ja [] | nein [] |
| 4. | keine motorischen Störungen | ja [] | nein [] |
| 5. | keine Verletzungen der unteren Extremitäten | ja [] | nein [] |
| 6. | keine Haltungs-, Bewegungsstörungen im Halsbereich | ja [] | nein [] |
| 7. | keine bekannten, beeinflussenden neurologischen oder
otologischen Störungen (Tinnitus) | ja [] | nein [] |
| 8. | bewusstseinsklar | ja [] | nein [] |
| 9. | räumliche Orientierung nicht eingeschränkt | ja [] | nein [] |

Anmerkungen :

Gesamtbeurteilung :

Wenn alle Punkte (1 – 9) mit ja beantwortet sind gelten die Einschlusskriterien als erfüllt.

Einschlusskriterien erfüllt

ja []

nein []

Gleichgewichtsanalyse

Messung mit zebris® bei 30 Probanden

Messprotokoll der klinischen Untersuchung Romberg Stehversuch

ID :

Untersuchung I

Datum	
Untersucher	

Test		1	2	3
Fallneigung	nein			
	ja			
	vorn links			
	vorn rechts			
	hinten links			
	hinten rechts			
	nicht sicher beurteilbar			

Anmerkungen	

Gleichgewichtsanalyse

Messung mit zebris® bei 30 Probanden

Messprotokoll der klinischen Untersuchung

Unterberger Tretversuch

ID :

Untersuchung II

Datum	
Untersucher	

Test		1	2	3		1	2	3
Längsabweichung	0 - 0,5m				0,5 - 1m			
	1 - 1,5m				1,5 - 2m			
	2 - 2,5m				2,5 - 3m			
	> 3m							
Rotation	0 - 30°				30 - 60°			
	60 - 90°				90 - 120°			
	120 - 150°				150 - 180°			
	180 - 210°				210 - 240°			
	240 - 270°				270 - 300°			
	300 - 330°				330 - 360°			
	> 360°							
	nach links							
	nach rechts							

Anmerkungen	

Lebenslauf

Name : Tom Vogel

Anschrift : Obere Dorfstraße 97
09350 Lichtenstein OT Rödlitz

Geboren : 19. 04. 1982

Geburtsort : Lichtenstein / Sachsen

Eltern : Anita Vogel, Lehrerin
Jürgen Vogel, Lehrer

Geschwister : Bruder, Dirk Vogel

Schule : 1988 – 1992 Gerhart-Eisler-Oberschule Rödlitz
1992 – 2000 Prof.-Dr.-Max-Schneider Gymnasium
Lichtenstein

Wehrdienst : 04. 09. 2000 – 30. 07. 2001 Zivildienst im Senioren-
und Pflegeheim Heinrichsort

Hochschule : seit Oktober 2001 Studium der Humanmedizin
an der Friedrich-Schiller-Universität Jena,
Physikum (vorklinischer Abschnitt) 2003,
1. Staatsexamen 2004

sonstige Aktivitäten : Sprachreise nach Eastbourne (England) 1995,
seit 2004 Arbeit an einer Promotion am Institut für
Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena

Interessen : Sport (Radfahren, Skilanglauf, Fitness, Fußball);
Kunst (Zeichnen, plastische Kunst); Wandern / Natur

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Herr Prof. Dr. med. U.C. Smolenski, Herr S. Conradi, Herr Dr. med. P. Bak, Frau Dr. med. K. Trier,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Rödlitz, 24.09.2006

.....

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Ulrich C. Smolenski für die Bereitstellung des Themas, der Räumlichkeiten und Materialien am Institut für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena, sowie für die stets freundliche und konstruktive Unterstützung.

Mein besonderer Dank gilt ebenso Herrn Steffen Conradi für die freundschaftliche Betreuung, sowie kreative und produktive Zusammenarbeit, insbesondere auch für alle methodischen und praktischen Hilfestellungen.

Frau Dr. med. Kerstin Trier danke ich besonders für die freundliche Hilfe, Aufmunterung und Motivation.

Herrn Dr. med. Pavel Bak danke ich für die Unterstützung bei statistischen Fragen.

Frau Cornelia König möchte ich für ihr Engagement danken.

Des Weiteren bedanke ich mich bei allen, namentlich genannten und bisher nicht genannten, Mitarbeitern des Institutes für Physiotherapie des Universitätsklinikums Jena für ihr freundliches Entgegenkommen während meiner interessanten und schönen Zeit am Institut.

Außerordentlicher Dank gebührt allen Probanden für ihre Einsatz- und Kooperationsbereitschaft.

Von ganzem Herzen möchte ich mich bei meinen Eltern Anita und Jürgen Vogel für ihre Liebe und Unterstützung bedanken, sowie bei meinem Bruder Dirk Vogel.